



**Bachelorarbeit des Studiengangs
Augenoptik und Hörakustik**

Validierung des SNR mit Hilfe des OLSa in drei Lautstärken mit zwei verschiedenen Hörgeräteklassen

Zugelassene Abschlussarbeit des Studiengangs Augenoptik und Hörakustik
zur Erlangung des akademischen Grades Bachelor of Science

vorgelegt von

Björn Kathage

Aalen, den 19.10.2015

Prüfer: Prof. Dr. Annette Limberger

Zweitprüfer: B.Sc. Benjamin Lanzinger

Erklärung

Hiermit versichere ich, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit mit dem Titel

**Validierung des SNR mit Hilfe des OISa in drei
Lautstärken mit zwei verschiedenen Hörgeräteklassen**

nur mit den angegebenen Hilfsmitteln angefertigt habe. Alle Stellen, die ich dem Wortlaut oder dem Sinn einer anderen Studie entnommen habe, wurden durch die Angabe dieser Quellen kenntlich gemacht.

Aalen, den 19.10.2015

Ort, Datum

Unterschrift

Inhaltsverzeichnis

Erklärung	I
Inhaltsverzeichnis.....	II
Abstract	1
1 Einleitung	2
1.1 Motivation	2
1.2 Rechtliche Grundlagen	3
1.3 Möglichkeiten der Validierung von Hörsystemen	4
1.3.1 Freiburger Sprachverständnistest	4
1.3.2 Oldenburger Satztest	4
1.4 Allgemeiner Stand der Forschung.....	5
1.5 Ziele der Arbeit.....	7
2 Material und Methoden	8
2.1 Probandinnen und Probanden	8
2.1.1 Ausschlusskriterien	8
2.1.2 Einteilung der Probandinnen und Probanden.....	9
2.1.3 Geringgradiger Hörverlust	10
2.1.4 Mittelgradiger Hörverlust	11
2.1.5 Hochgradiger Hörverlust	12
2.2 Hörsysteme.....	13
2.3 Otoplastiken.....	14
2.4 Ablauf der Studie	15
2.4.1 Audiologische Untersuchung.....	15
2.4.2 Anpassung der ersten Hörsysteme	16
2.4.3 Validierung der ersten und Anpassung der zweiten Hörsysteme	17
2.4.4 Validierung der zweiten Hörsysteme	17
2.5 Software.....	17
2.6 Hardware	18

3 Ergebnisse	18
3.1 Geringgradige Schwerhörigkeit.....	18
3.1.1 Auswertung OISa	18
3.1.2 Vergleich Low-End- / High-End-Hörsysteme	22
3.1.3 Vergleich ohne / mit Hörsystem.....	23
3.2 Mittelgradige Schwerhörigkeit.....	23
3.2.1 Auswertung OISa	23
3.2.2 Vergleich Low-End- / High-End-Hörsysteme	27
3.2.3 Vergleich ohne / mit Hörsystem.....	28
3.3 Hochgradige Schwerhörigkeit	29
3.3.1 Auswertung OISa	29
3.3.2 Vergleich Low-End- / High-End-Hörsysteme	32
3.3.3 Vergleich ohne / mit Hörsystem.....	33
3.4 Gesamtvergleich	34
3.4.1 Auswertung OISa	34
3.4.2 Vergleich Low-End- / High-End-Hörsysteme	37
3.4.3 Vergleich ohne / mit Hörsystem.....	38
4 Diskussion	39
4.1 Geringgradige Schwerhörigkeit.....	39
4.2 Mittelgradige Schwerhörigkeit.....	41
4.3 Hochgradige Schwerhörigkeit	41
4.4 Gesamtvergleich	43
4.5 Auswirkungen der Studie	45
5 Fazit	48
6 Literatur	49
7 Danksagung	51
8 Anhang.....	52

Abstract

Da Unterschiede zwischen Low-End- und High-End-Hörsystemen nicht mehr in Ruhe nachgewiesen werden können, wurde in dieser Studie der Unterschied zwischen den beiden Hörsystemen überprüft. In bisherigen Studien konnte nur eine Verbesserung des SNR durch eine Richtmikrofonwirkung nachgewiesen werden. Um die Vorteile der weiteren *Features* und der höheren Kanalanzahl bei den High-End-Hörsystemen nachzuweisen, wurden in dieser Studie das Störgeräusch und das Sprachsignal aus der gleichen Richtung angeboten.

Den Probandinnen und Probanden wurden jeweils ein Low-End- und ein High-End-Hörsystem nach NAL-NL2 angepasst. Dabei wurden sie in drei verschiedene Schwerhörigkeitsgrade eingeteilt und mit dem Oldenburger Satztest der SNR bei drei verschiedenen Störgeräuschlautstärken bestimmt. Verglichen wurden sowohl der Unterschied in den einzelnen Gruppen von Schwerhörigkeitsgraden als auch die Verbesserung im Gegensatz zum unversorgten SNR.

Es besteht tendenziell ein Unterschied zwischen den beiden Hörsystemen. In nahezu allen Störgeräuschlautstärken und allen Schwerhörigkeitsgraden wurde eine Verbesserung des SNR mit den High-End-Hörsystemen erreicht. Der Vorteil der High-End-Hörsysteme wird mit lauterem Störgeräusch größer, so dass die Schwerhörigen vor allem in lauten Situationen von den Hörsystemen profitieren können. Die Verbesserung des SNR mit den Hörsystemen gegenüber keiner Versorgung liegt bei den mittel- und hochgradig Schwerhörigen weit über der von der HilfsM-RL geforderten 2 dB.

Der Vorteil der High-End-Hörsysteme muss noch in weiteren Studien untersucht werden um einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Hörsystemen nachzuweisen, der in dieser Studie schon tendenziell nachgewiesen werden konnte.

1 Einleitung

1.1 Motivation

Bislang gibt es in der Fachliteratur noch nicht genügend Studien zum Vergleich von Low-End und High-End Hörsystemen. Low-End-Hörsysteme sind solche Hörsysteme, deren Kosten von der gesetzlichen Krankenkasse komplett übernommen werden. Als High-End-Hörsystem gilt ein Hörsystem, wenn es dem neuesten Stand der Technik entspricht und alle technischen Möglichkeiten des Ausgleichs des Hörverlustes (HV) enthält. Daher soll in dieser Arbeit ein Vergleich von Hörsystemen erfolgen, die mit Hilfe des Oldenburger Satztests (OISa) validiert werden. Der OISa wird im Folgenden noch genauer erläutert. In der Zeit vor der Digitaltechnik waren die Unterschiede zwischen den verschiedenen Hörsystemklassen erheblich größer. Es gab lediglich eine Klangwaage, mit der man die Frequenzanpassung durchführen konnte und ein *peak clipping* (PC), das den maximalen Ausgangsschalldruck begrenzt. Bei höherwertigeren Hörsystemen war zusätzlich eine *automatic gain control* (AGCi), abhängig vom Eingangsschalldruckpegel (L_E), und eventuell eine AGCo, mit der die Verstärkung in Abhängigkeit vom Ausgangsschalldruckpegel (L_A) begrenzt werden konnte, vorhanden. Mit der AGC konnte die Dynamik an den HV angepasst werden und eine bessere Versorgung in unterschiedlichen Lautstärken erzielt werden. Hierdurch wurde beim Kunden trotz großer Unterschiede in den Hörsystemklassen eine höhere Akzeptanz erreicht. Mit dem Einzug der Digitaltechnik wurden die Unterschiede der Hörsysteme deutlich geringer. Auf Grund des immer geringer werdenden Platzbedarfs der einzelnen Bauteile konnten in allen Hörsystemen zunächst zusätzliche Mechaniken eingebaut werden, die letztendlich von kleinen Microchips abgelöst wurden. Ein großer Fortschritt war hierbei die Möglichkeit der Einstellung der Chips mit Hilfe eines Computers, der die mechanischen Steller ersetzt. Man hat so heute die Möglichkeit mit einem einzigen Hörsystemtyp viel mehr unterschiedlich gelagerte HV auszugleichen. Mit der Digitaltechnik und der Miniaturisierung der Bauteile wurden und werden immer noch viele unterschiedliche neue Techniken ermöglicht, wie zum Beispiel die Richtmikrofoncharakteristik, die mit Hilfe von zwei Mikrofonen in jedem Hörsystem die Richtung der Schallquelle erkennt.

Auf Grund des beschriebenen Fortschritts in der Entwicklung der Hörsysteme (von Low-End bis High-End) können Unterschiede nicht mehr in Ruhe nachgewiesen werden. Da alle Hörsysteme die Anforderungen der HilfsM-RL erfüllen müssen, die ein optimales Sprachverstehen in Ruhe fordert (Hilfs-RL, 2014), werden neue Validierungsmöglichkeiten benötigt, welche die Vorteile der zusätzlichen *Features* der Hörsysteme nachweisen. Hierzu werden in der Studie zwei unterschiedliche Leistungsklassen der Hörsysteme angepasst und anschließend verglichen.

1.2 Rechtliche Grundlagen

Die rechtlichen Grundlagen der Hörsystemversorgung, welche große Auswirkung auf den von den Krankenkassen zu übernehmenden Kostenanteil haben, werden im Sozialgesetzbuch und in den HilfsM-RL beschrieben.

Das Sozialgesetzbuch (SGB) sagt aus, dass nach § 2 SGB V eine Versorgung dem derzeitigen Stand der Technik entsprechen und den medizinischen Fortschritt berücksichtigen muss (SGB V). In § 33 SGB V wird die genaue Versorgung mit Hörsystemen geregelt. Hieraus geht hervor, dass der Versicherte einen Anspruch auf Versorgung mit Hörsystemen hat um eine Behinderung auszugleichen (SGB V). Dabei dürfen die gesetzlichen Krankenkassen nach § 36 SGB V Festbeträge festlegen, die allerdings nach § 35 Abs. 5 SGB V ausreichend, zweckmäßig, wirtschaftlich und in der Qualität gesichert sein muss. Die Krankenkassen dürfen mit den Leistungserbringern nach § 127 SGB V Verträge abschließen in denen die Versorgung mit Hilfsmitteln geregelt wird. Hierbei ist es wichtig, dass die Qualität der Hilfsmittel und die notwendige Beratung der Versicherten sichergestellt sind.

In der Hilfsmittelrichtlinie (HilfsM-RL) wird die Vorgehensweise bei einer Hörsystemversorgung genauer beschrieben. Nach § 19 Abs. (1) der aktuellen HilfsM-RL vom 17.07.2014 soll der HV nach heutigem Stand der Technik und Medizin ausgeglichen werden. Hierbei soll auch ein Sprachverstehen im Störgeräusch erreicht werden, soweit dies möglich ist. Es muss eine Verbesserung des Signal-Rausch-Abstandes (SNR) von mehr als 2 dB im OISa

(OISa) erreicht werden (HilfsM-RL, 2014). Auf Grund der Überarbeitung der Richtlinie können jetzt auch neben dem Freiburger Sprachverständnistest sowohl der OISa, beide werden im Folgenden noch genauer beschrieben, als auch der Göttinger Satztest zur Überprüfung der Hörsysteme genutzt werden. Der Göttinger Satztest nutzt sinnvolle Kurzsätze (3-7 Wörter) und funktioniert ähnlich wie der OISa, allerdings ist er nicht so leicht automatisierbar (Kollmeier, B. et al., 2011) und wurde daher nicht für diese Studie ausgewählt.

1.3 Möglichkeiten der Validierung von Hörsystemen

1.3.1 Freiburger Sprachverständnistest

In der Sprachaudiometrie ist der Freiburger Sprachverständnistest in Deutschland der Goldstandard. Er ist leicht durchzuführen und hat eine weite Verbreitung, da er auch für die audiologischen Messungen in der HilfsM-RL vorgeschrieben ist (HilfsM-RL, 2014). Dennoch hat der Test vor allem im Störgeräusch Nachteile, da die zu verstehenden Wörter sehr kurz sind und die unterschiedlichen Wort-Gruppen mit 20 Wörtern relativ klein und nicht ausgewogen sind. Dies wurde bereits in diversen Studien wie z.B. von Hahn, 2012; Kollmeier, B. et al., 2011 und Sukowski, H. et al., 2008 diskutiert. Die Studien verweisen auf die Untersuchungen von Bangert 1980 und von Wedel 1986, die den Freiburger Sprachtest schon früher untersucht haben und zu diesem Ergebnis gekommen sind. So kann der Freiburger Sprachverständnistest nur mit einer Genauigkeit von +/- 18 % angegeben werden. Dies ist für die Auswertung einer Messung im Störgeräusch viel zu ungenau. Des Weiteren ist eine Bestimmung der Sprachverständnisschwelle (50 % Sprachverstehen) mit dem Freiburger Sprachtest nicht möglich. Ein weiterer Nachteil ist die Artikulation der Sprache. Sie entspricht nicht der üblichen deutschen Sprache.

1.3.2 Oldenburger Satztest

Um eine genaue Messung durchführen zu können, wurde in dieser Studie der OISa verwendet um den SNR festzustellen. Der OISa wurde von Wagener, K. et

al., 1999a entwickelt und validiert. Der Satztest besteht aus sinnfreien Fünf-Wort-Sätzen, die immer gleich aufgebaut sind und wurde im Störgeräusch validiert (Wagener, K. et al., 1999c). Der Satztest hat den Vorteil, dass die Hörsysteme das Sprachsignal auch als Sprache erkennen. Hiermit kann eine alltagsähnliche Situation nachgestellt werden, in der die Einstellung der *Zusatzfeatures* genutzt werden kann. Da zunächst das Störgeräusch einsetzt, können sich die Probandinnen und Probanden besser auf das Einsetzen der Sprache konzentrieren, da das Störgeräusch die Aufmerksamkeit der Probandinnen und Probanden auf den Test richtet. Durch die höhere Anzahl an Wörtern pro Testreihe kann zum einen der SNR genauer bestimmt werden, zum anderen ist ein falsch oder nicht gehörtes Wort für die Auswertung des Satztests von geringerer Bedeutung als zum Beispiel beim Freiburger Sprachverständnistest (siehe Kapitel 2.5.). Wagener, K. et al., 2004 haben nachgewiesen, dass mit einem Satztest, wie zum Beispiel dem hier verwendeten OLSa, eine genauere Messung als mit dem Freiburger Sprachverständnistest erfolgen kann. Da wie bereits beschrieben im Freiburger Sprachverständnistest pro Gruppe nur 20 Wörter getestet werden und die einzelnen Wortgruppen nicht ausgewogen sind, ist die Streuung der Diskrimination bei den unterschiedlichen Gruppen sehr groß.

1.4 Allgemeiner Stand der Forschung

In der Studie soll eine Aussage über den Nutzen zusätzlicher *Features* und der Kanalanzahl der Hörsysteme getroffen werden. Bisher konnte nur nachgewiesen werden, dass eine Richtmikrofontechnik sich positiv auf den SNR auswirkt. Boymans, M. et al., 2000 haben überprüft, ob eine Störgeräuschunterdrückung und ein direktionales Mikrofon eine Auswirkung auf den SNR haben. Hierbei wurde festgestellt, dass beide gegenüber dem nicht eingeschalteten *Feature* einen Vorteil bringen. Allerdings hat es in der Studie keine Auswirkung, ob die Störgeräuschunterdrückung noch zusätzlich zum Richtmikrofon eingeschaltet ist. Die Störgeräusche wurden in dieser Studie aus drei verschiedenen Richtungen angeboten, jedoch nicht aus der gleichen Richtung wie das Sprachsignal. Crukley, J et al., 2014 konnten den Nutzen der

Richtmikrofoncharakteristik ebenfalls bestätigen. Die Verbesserung des Verstehens im Störgeräusch mit einer Störgeräuschunterdrückung konnte in dieser Studie nicht nachgewiesen werden. Diese Aussage deckt sich mit weiteren Studien, welche die Rückkopplungsunterdrückung untersucht haben. In keiner Studie konnte ein signifikanter Vorteil der Störgeräuschunterdrückung nachgewiesen werden (Bentler, R et al., 2008; Hu, Y et al., 2007; Nordrum, S et al., 2006; Ricketts and Hornsby, 2005; Brons et al., 2014).

Um in dieser Studie die unterschiedlichen Schwerhörigkeitsgrade zu untersuchen, wurden die Probandinnen und Probanden nach dem Grad der Schwerhörigkeit eingeteilt. Die Voraussetzungen für einen Anspruch auf Hörsysteme sind, wie in Kapitel 1.2. bereits erwähnt, in der HilfsM-RL geregelt, in welcher aber bisher noch nicht zwischen den einzelnen Schwerhörigkeitsgraden unterschieden wird. Kollmeier, B. et al., 2011 haben den Unterschied des SNR bei verschiedenen Pegeln mit unterschiedlichen HV betrachtet. Bei einer geringgradigen Schwerhörigkeit liegt die Verbesserung des SNR bei 1,2 dB. Bei den mittel- und hochgradig Schwerhörigen steigt die Verbesserung auf 6 dB bzw. 19,5 dB an. Diese Studie soll nochmals bestätigt werden. Sie haben den SNR der Schwerhörigen mit eigenem Hörsystem und ohne Hörsystem verglichen, wobei die Einstellung der Hörsysteme bei allen Probandinnen und Probanden nicht überprüft wurde. In dieser Studie wird der Unterschied bei einer definierten Einstellung nach NAL-NL2 (Keidser et al., 2012) gemessen.

Den Unterschied zwischen den unterschiedlichen Schwerhörigkeitsgraden konnte auch schon von Stephan, K et al, 2004 nachgewiesen werden. Aus der Studie geht hervor, dass der SNR bei hochgradig Schwerhörigen nicht von der Störgeräuschlautstärke, sondern von der Sprachlautstärke abhängig ist. Um eine Abhängigkeit vom Störgeräusch zu erreichen, müsste die Störgeräuschlautstärke erhöht werden. Wenn die Sprachverständlichkeitsschwelle 20 dB unter dem Störgeräusch liegt, sollte die Lautstärke des Störgeräuschs angepasst werden um eine Abhängigkeit vom Störgeräusch zu messen.

1.5 Ziele der Arbeit

Diese Arbeit soll einen möglichen Unterschied zwischen den einzelnen Hörsystemklassen beim Verstehen in einer geräuschvollen Umgebung feststellen. Es soll herausgestellt werden, ob ein High-End-Hörsystem auf Grund der besseren Frequenzanpassung durch mehr Kanäle und der zusätzlichen *Features* ein besseres Sprachverstehen im Störgeräusch ermöglichen kann als ein Low-End-Hörsystem.

Zusätzlich wird eine allgemeine Aussage über die Verbesserung des Sprachverstehens in geräuschvoller Umgebung angestrebt. Hierbei wird untersucht, bei welcher Störgeräuschlautstärke der OISa einen größtmöglichen Unterschied zur Validierung der Hörsysteme liefert. Dies soll zum einen allgemein für die Validierung der Hörsysteme durchgeführt werden und zum zweiten soll festgestellt werden, ob ein Unterschied zwischen den unterschiedlichen HV (gering-, mittel-, hochgradig) besteht.

Die in dieser Studie durchgeführten Messungen sollen unter anderem zeigen, ob die Vorgabe aus der HilfsM-RL vom 17.07.2014 einer Verbesserung des SNR von 2 dB ausreichend ist oder ob man hierbei zwischen den unterschiedlichen HV (gering-, mittel-, hochgradig) unterscheiden muss. Weiter soll bestimmt werden, bei welcher Lautstärke der OISa die höchste Verbesserung zeigt und ob dieser Unterschied bei allen Hörverlusten gleich ist. Aufgrund der Studie von Stephan, K et al. von 2004, ist von einer größeren Verbesserung auf Grund des höheren HV bei mittel- und hochgradig Schwerhörigen bei einem Pegel von 45 dB auszugehen. Diese Probandinnen und Probanden benötigen einen höheren Sprachpegel um eine Sprachdiskrimination zu erreichen. Da sie bei geringem Pegel mehr Verstärkung, also einen lauterem Sprachpegel, benötigen wird hier die Verbesserung des SNR größer erwartet als bei den geringgradig schwerhörigen bzw. bei höheren Sprachpegeln.

Auf Grund der unterschiedlichen HV treten zwischen den Probandinnen und Probanden große Unterschiede im Vergleich des unversorgten SNR auf. Da sowohl der unversorgte als auch der versorgte SNR nicht nur vom HV, sondern auch von den Probandinnen und Probanden abhängt, soll zusätzlich überprüft

werden, ob eine andere Einteilung der HV für die Auswertung der Ergebnisse sinnvoller ist, wenn sich die Einteilung am SNR ohne Hörsystem orientiert und mit dem SNR mit Hörsystem verglichen wird.

2 Material und Methoden

2.1 Probandinnen und Probanden

Die Probandinnen und Probanden wurden über eine Zeitungsanzeige auf die Studie aufmerksam gemacht. In einem kurzen telefonischen Vorgespräch (Fragebogen Telefonat siehe Anhang) wurden schon einige aus der Studie ausgeschlossen, da Sie zum Beispiel monaural taub waren. In einem ersten Termin wurde dann ein *Screening* durchgeführt, in dem ermittelt wurde, ob die Probandinnen und Probanden an der Studie teilnehmen konnten. Dabei wurden insgesamt 64 Probandinnen und Probanden überprüft. Hierbei wiesen einige einen zu geringen HV auf, so dass sie nicht an der Studie teilnehmen konnten. Zwei Probanden hatten einen zu hohen HV, dass sie ohne Hörgerät kein ausreichendes Sprachverständnis erzielen konnten. Zwei Probandinnen und Probanden mussten auf Grund eines schlechten Allgemeinzustandes, der es ihnen unmöglich machte die wöchentlichen Termine wahrzunehmen, ausgeschlossen werden. Auf Grund von zu engen Gehörgängen mussten viele Probanden ausgeschlossen werden, da die entsprechenden Otoplastiken nicht gefertigt werden konnten. Insgesamt konnten mit 37 Probandinnen und Probanden die Studie durchgeführt werden. Die Nutzungsrechte aller Daten wurde in anonymisierter Form von den Probandinnen und Probanden bestätigt (Patienteninformation und Einverständniserklärung siehe Anhang)

2.1.1 Ausschlusskriterien

Erfüllten die Probandinnen und Probanden eines der folgenden Kriterien, mussten sie aus der Studie ausgeschlossen werden:

- monaurale Taubheit
- Anatomie, zu engen Gehörgänge (keine Otoplastikfertigung möglich)

- schlechter Allgemeinzustand, der wöchentliche Anpassung unmöglich macht
- plötzliche Erkrankungen, die ein tägliches Tragen der Hörsysteme unmöglich machen
- keine Deutschkenntnisse
- Sprachpegel im OI Sa bei mehr als 90 dB (für Untersucher zu laut)
- Pure Tone Average (PTA) < 15 dB
- Alter unter 18 Jahren
- PTA über 80 dB
- Hörsysteme weniger als 4 Std am Tag getragen

2.1.2 Einteilung der Probandinnen und Probanden

Die Teilnehmer wurden in 4 Gruppen eingeteilt: Normalhörende, gering-, mittel- und hochgradig Schwerhörende. Die Einteilung erfolgte anhand PTA der Frequenzen 0,5, 1, 2 und 4 kHz. Dies ist der Mittelwert des HV bei den angegebenen Frequenzen.

Tab. 1.: Einteilung des Ex-Hörers und der Zusatzbohrung

PTA/ dB	≤15 dB	15 < PTA ≤ 40	40 < PTA ≤ 60	60 < PTA
Grad des HV	normalhörend	geringgradig	mittelgradig	hochgradig
Zusatzbohrung		2,0	1,5	1,0
Ex-Hörer		M	M	P

Als Normalhörend galt, wessen PTA bei 15 dB oder weniger lag. Probandinnen und Probanden, die einen PTA über 15 dB und bis 40 dB hatten, wurden als geringgradig eingestuft. Lag der PTA im Bereich von über 40 dB bis 60 dB wurde der HV als mittelgradig eingestuft. Ab einem PTA über 60 dB lag ein hochgradiger HV vor (siehe Tab. 1). Diese Einteilung war an die Einteilung der World Health Organisation (WHO) angelehnt (WHO, 1991). Allerdings wurde ein geringgradiger HV schon ab einem PTA von 15 dB und nicht erst ab 26 dB angenommen. Mit dieser Einteilung wurde auf die Anforderungen der HilfsM-RL eingegangen, die im Tonaudiogramm zwischen 500 Hz und 4 kHz mindestens eine Frequenz fordert, die einen HV von ≥ 30 dB zeigt. Zudem wurde der technologische Fortschritt berücksichtigt, durch welchen der Nutzen neuer

Hörsysteme auch bei einem geringeren HV der Probandinnen und Probanden nachgewiesen werden konnte. Des Weiteren wurde nicht nur das bessere Ohr bewertet, sondern der Mittelwert beider Ohren betrachtet. So wird die gesamte Hörminderung betrachtet und nicht nur ein Ohr, da in schwierigen Situationen wie dem Verstehen im Störgeräusch beide Ohren genutzt werden müssen. Bei allen schwerhörigen Probandinnen und Probanden wurden jeweils zwei Hörsystemklassen (Low-End und High-End) angepasst (siehe Kapitel 2.2.) und mit dem OISa in unterschiedlichen Störgeräuschlautstärken der SNR bestimmt.

2.1.3 Geringgradiger Hörverlust

Der HV der geringgradig eingestuften Probandinnen und Probanden ist im Durchschnitt ein moderater Hochtonschrägabfall von 15 dB bei 125 Hz bis 50 dB bei 4 kHz (siehe Abb. 1).

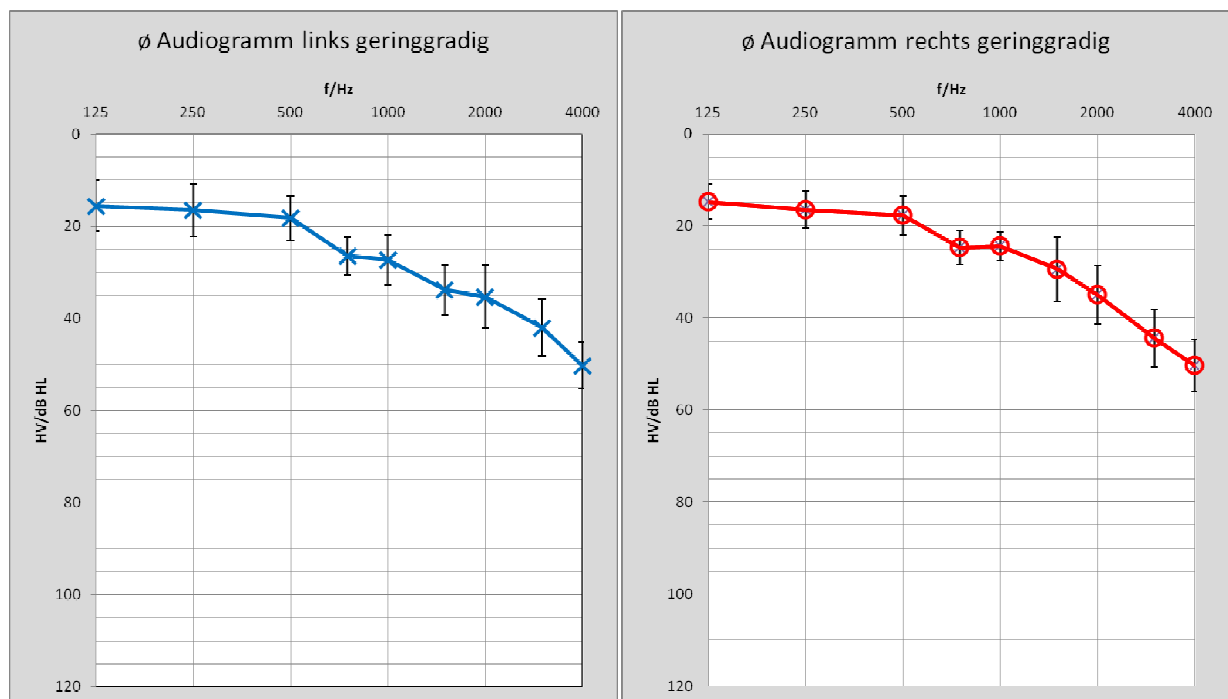


Abb. 1: Audiogramm der geringgradig Schwerhörigen Der HV der geringgradig schwerhörigen Probandinnen und Probanden ist ein symmetrischer Hochtonschrägabfall, der bei 15 dB bei 125 Hz beginnt und bis 50 dB bei 4 kHz reicht.

Es wurden vier geringgradig schwerhörige Frauen und 14 geringgradig schwerhörige Männer mit einem Durchschnittsalter von 62 Jahren getestet. Der älteste Teilnehmer dieser Gruppe war 74 Jahre und der jüngste 48 Jahre alt. Von den Probandinnen und Probanden hatten vier schon Erfahrungen mit Hörsystemen gemacht und 15 hatten noch nie ein Hörsystem getragen.

2.1.4 Mittelgradiger Hörverlust

In der Gruppe der mittelgradig Schwerhörigen wurden die Hörsysteme insgesamt 17 Personen (3 Frauen, 14 Männer) angepasst. Der HV dieser Gruppe war wie schon bei der Gruppe der geringgradig Schwerhörigen ein Hochtonschrägabfall. Allerdings beginnend bei 22 dB und 125 Hz und abnehmend bis 63 dB bei 4 kHz (siehe Abb. 2).

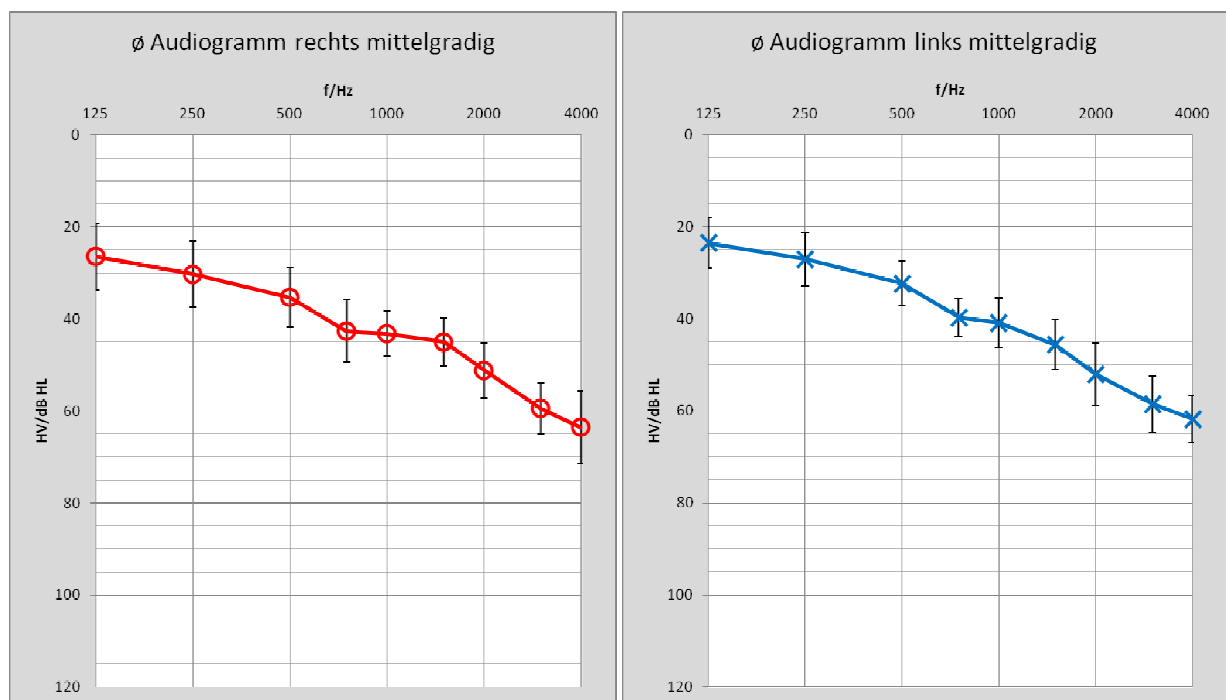


Abb. 2: Audiogramm der mittelgradig Schwerhörigen Der HV der mittelgradig schwerhörigen Probandinnen und Probanden ist ein symmetrischer Hochtonschrägabfall, der bei 22 dB bei 125 Hz beginnt und bis 63 dB bei 4 kHz reicht.

Die mittelgradig schwerhörigen Probandinnen und Probanden hatten ein Durchschnittsalter von 72 Jahren, wobei ihr Alter zwischen 55 und 86 Jahren lag. In dieser Probandengruppe hatten drei Probandinnen und Probanden noch

keine Erfahrung mit Hörsystemen, die anderen hatten zum größten Teil schon länger als 5 Jahre Hörsysteme getragen.

2.1.5 Hochgradiger Hörverlust

Zwei hochgradig schwerhörigen Probanden konnten in die Studie aufgenommen werden. Die beiden männlichen Probanden waren 80 und 82 Jahre alt und hatten beide schon Erfahrung mit Hörsystemen.

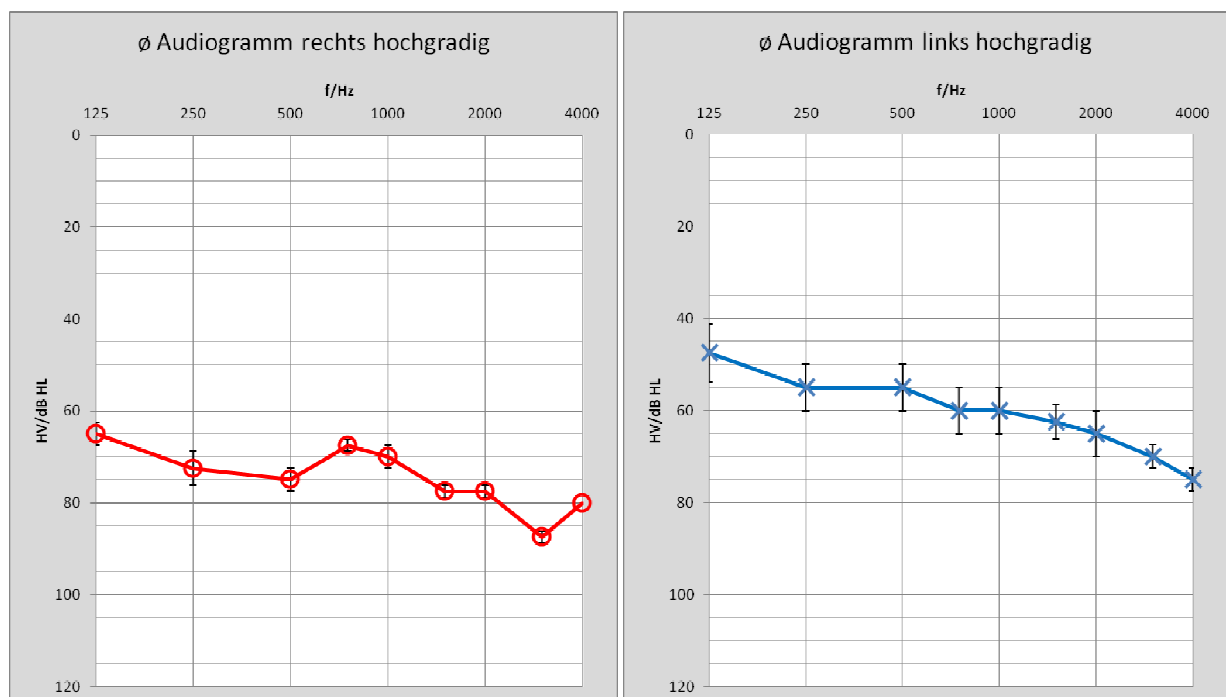


Abb. 3: Audiogramm der hochgradig Schwerhörigen Der HV der hochgradig schwerhörigen Probanden ist ein pancochleärer HV zwischen 48 dB und 75 dB auf der linken Seite und zwischen 65 dB und 87 dB auf der rechten Seite.

Die beiden Probanden hatten einen ähnlichen HV, wobei das linke Ohr bei beiden das Bessere war. Der HV auf der rechten Seite war breitbandig zwischen 65 dB HL und 87 dB HL. Auf der linken Seite wurde ein Hochtonschrägabfall gemessen, der von 48 dB bei 125 Hz einen HV von 75 dB bei 4 kHz erreichte (siehe Abb. 3). Auf Grund der geringen Anzahl an Probanden in dieser Gruppe können die Aussagen, die daraus getroffen werden, nur eine Tendenz der Ergebnisse wiedergeben.

2.2 Hörsysteme

Es wurden RIC (*receiver-in-the canal*) Hörsysteme der Firma Hansaton Akustik GmbH, Hamburg, verwendet. Diese verfügen über einen ausgelagerten Ex-Hörer, der mit einer Otoplastik im Ohr sitzt. Die anderen Teile der Technik (Mikrofone, Verstärker, Chip, Batterie) werden hinter dem Ohr getragen und sind mit einem Kabel mit dem Ex-Hörer verbunden. Als High-End-Hörsystem wurde das Antaro RIC angepasst, welches über 18 Kanäle verfügt in denen getrennt die einzelne Verstärkung und AGC eingestellt werden konnte. Das Hörsystem verfügte über zwei Mikrofone, so dass eine Richtcharakteristik die Sprache von vorne hervorheben konnte. Das Richtmikrofon konnte adaptiv eingestellt werden und so die Richtwirkung auf den Kommunikationspartner einstellen. Das ermöglicht dem Schwerhörigen in geräuschvoller Umgebung eine gute Kommunikation. Genauso wie die Kanäle konnten auch die weiteren *Features* wie Impulsschallunterdrückung, Spracherkennung und Störschallreduktion konnten in feineren Abstufungen eingestellt werden.

Als zweites Hörsystem wurde das Hansaton Linnea RIC angepasst. Das Linnea RIC, im Folgenden als Low-End Hörsystem bezeichnet, hat im Vergleich zum Hansaton Antaro RIC nur acht Kanäle in denen die Verstärkung und die AGC unabhängig voneinander eingestellt werden konnten. Das Richtmikrofon hatte nur zwei verschiedenen Einstellungen, zum einen die omnidirektionale Einstellung in der die komplette Umgebung gleich laut übertragen wurde und zum anderen eine Richtwirkung nach vorne, die aber im Gegensatz zum adaptiven Richtmikrofon dem Gesprächspartner nicht folgte. Dieses war das günstigste Hörsystem in der RIC-Klasse.

Bei den gering- und mittelgradigen HV wurde ein M-Hörer ($L_{Amax} = 113$ dB, $V_{max} = 55$ dB) verwendet, der etwas größer ist als ein S-Hörer ($L_{Amax} = 108$ dB, $V_{max} = 55$ dB), aber auch eine größere Dynamik besitzt. Bei den hochgradigen HV wurde der P-Hörer ($L_{Amax} = 118$ dB, $V_{max} = 60$ dB) verwendet. Zum einen um eine optimale Verstärkung zu erreichen bei der leise Eingangssignale durch den hohen HV sehr stark verstärkt müssen und zum anderen sollte eine größtmögliche Dynamik erreicht werden, die auf Grund des hohen HV bei einer Schallempfindungsschwerhörigkeit sehr eingeschränkt ist. Detaillierte Angaben

zu den verwendeten Hörsystemen finden sich auf den Datenblättern des Herstellers Hansaton Akustik GmbH im Anhang.

2.3 Otoplastiken

Die Otoplastiken wurden von der Firma AUDIA AKUSTIK GmbH, Sömmerda, geliefert. Sie wurden als Ex-Hörer Otoplastiken mit Abstützung aus Lichtpolimerisat gefertigt. Die Zusatzbohrung ergab sich aus der Einteilung in die unterschiedlichen Grade (siehe Tab. 1). Bei einem geringgradigen HV wurde eine Zusatzbohrung von 2,0 mm gefertigt, um die Akzeptanz der Anpassung für die Probandinnen und Probanden zu erhöhen. Bei einer geringeren Zusatzbohrung wären die Vorteile der Hörsystem-*Features* höher gewesen, aber die Akzeptanz der Probandinnen und Probanden auf Grund des stärkeren Okklusionseffektes gesunken. Eine Zusatzbohrung von 1,5 mm wurde bei den mittelgradigen HV verwendet um die Rückkopplungen auf Grund des höheren HV zu verringern. Da diese Probandinnen und Probanden schon Erfahrungen mit Hörsystemen hatten, wurde hier auch eine Zusatzbohrung mit geringerem Durchmesser akzeptiert. Bei den hochgradig schwerhörigen Probandinnen und Probanden wurde eine Zusatzbohrung mit einem Durchmesser von 1,0 mm verwendet, die zur Belüftung des Ohres diente und nahezu keinen Einfluss auf den Frequenzgang des Hörsystems hatte. Auf Grund der Größe der Ex-Hörer konnten einige Probandinnen und Probanden nicht an der Studie teilnehmen, da ihre Gehörgänge für die Ex-Hörer zu eng waren und kein fester, reproduzierbarer Sitz der Hörsysteme gewährleistet werden konnte.

2.4 Ablauf der Studie

Nach dem telefonischen Erstkontakt wurden mit den Probandinnen und Probanden vier weitere Termine vereinbart, in denen die Studie durchgeführt wurde.

2.4.1 Audiologische Untersuchung

Im ersten Termin wurde zunächst eine Höranamnese (Anamnesefragebogen siehe Anhang) durchgeführt und dokumentiert. Bei dieser wurden sowohl die Krankheiten und Ursachen als auch die Anforderungen an das Hören besprochen. Erkrankungen des Ohres und Allgemeinerkrankungen, welche Auswirkungen auf das Hören haben können, wurden dokumentiert. Im Anschluss wurde mit den Probandinnen und Probanden eine audiologische Untersuchung durchgeführt. Diese beinhaltete eine Tonaudiometrie mit Luftleitung (LL), Knochenleitung (KL) und Unbehaglichkeitsschwelle (UCL) sowie eine Sprachaudiometrie mit dem Freiburger Sprachverständnistest nach DIN 45 621, bei dem der HV für Zahlen, die UCL mit Zahlen und das Einsilberverstehen bestimmt wurde. Der Freiburger Sprachverständnistest wurde bei den weiteren Terminen allerdings nicht zur Validierung der Hörsysteme genutzt, sondern nur zur Bewertung des HV.

Zusätzlich wurde der OISa bei 45 dB, 55 dB und 65 dB mit festem Störgeräusch und adaptivem Sprachpegel durchgeführt, um den SNR bei den unterschiedlichen Lautstärken zu messen. Der Abstand zum Lautsprecher betrug hierbei 1 m. Hierbei wurde die Reihenfolge der Lautstärken bei jedem Probandinnen und Probanden variiert, so dass keine Vorteile durch die Lernkurve entstehen konnten. Der OISa wurde nach der Entwicklung von Kirsten Wagener durchgeführt. Er besteht aus sinnlosen Sätzen, die aus fünf verschiedenen Wörtern (Name, Verb, Zahlwort, Adjektiv, Nomen) zusammengesetzt sind. Von jeder Wortgruppe gibt es 10 verschiedene Wörter, die zusammengesetzt einen grammatisch korrekten Satz bilden. In dieser Studie wird der Test adaptiv durchgeführt, das heißt der Test wird bei einem festen Störgeräusch dargeboten. Der Sprachpegel wird im Eingabelungsverfahren so verändert, dass die Probandinnen und Probanden 50 % der Wörter versteht. Als

Ergebnis erhält man den SNR bei dem 50 % der Wörter (Sprachverständnisschwelle) verstanden wurden. In dieser Studie wurden die Testlisten mit 20 Sätzen genutzt, so dass eine Gesamtzahl von 100 Wörtern pro Testreihe genutzt werden konnte.

Während der Validierung des OISa ist festgestellt worden, dass es einen Trainingseffekt gibt. Durch das mehrmalige Durchführen des Tests wird der SNR der Probandinnen und Probanden erheblich verbessert. In der Studie soll der SNR unter einem Wert von 1 dB liegen. Um diesem gerecht zu werden, wird zu Beginn jeder Messung eine Probeliste mit 20 Sätzen durchgeführt, so dass ein Trainingseffekt ausgeschlossen werden kann (Wagener, K. et al., 1999c).

Zusätzlich wurde ein Fragebogen zur Höranstrengung und Bewertung der unterschiedlichen Hörsituationen ausgefüllt, die in der Bachelorarbeit von Katharina Frey beschrieben wurden. Zum Abschluss des ersten Termins wurden von beiden Ohren der Probandinnen und Probanden Abformungen genommen.

2.4.2 Anpassung der ersten Hörsysteme

Um die Eingewöhnungszeit der Probandinnen und Probanden zu berücksichtigen wurde die Anpassung der Hörsysteme in abwechselnder Reihenfolge durchgeführt. So konnte kein Hörsystem durch die Eingewöhnungszeit bevorzugt werden. Die Hörsysteme wurden nach NAL-NL2 (Keidser et al., 2012) mit Hilfe der *Affinity 2.0 insitu* angepasst. Die Probandinnen und Probanden wurden in die Hörsysteme eingewiesen und es wurde das Ein- und Aussetzen sowie der Batteriewechsel geübt. Die Reinigung der Hörsysteme wurde nicht gezeigt, um eine Beschädigung der Hörsysteme durch unsachgemäße Reinigung zu verhindern. Die Probandinnen und Probanden wurden angewiesen die Hörsysteme jeden Tag möglichst lange zu tragen und sie bei allen Tätigkeiten abzulegen, bei denen die Hörsysteme nass werden konnten. Des Weiteren sollte er/sie die Hörsysteme während des Schlafens nicht tragen. Die Studie wurde als einfache Blindstudie durchgeführt und die Probandin bzw. der Proband erfuhr nicht welches Hörsystem er zunächst bekam.

2.4.3 Validierung der ersten und Anpassung der zweiten Hörsysteme

Mit den Hörsystemen, die eine Woche getragen wurden, wurde zu Beginn des dritten Termins ein OLSa bei 45 dB, 55 dB und 65 dB durchgeführt. Die Lautstärken wurden erneut randomisiert vorgespielt und es wurde eine Testreihe als Trainingsliste durchgeführt. Dabei wurde der SNR in den unterschiedlichen Lautstärken dokumentiert. Es fand wieder eine Bewertung der unterschiedlichen Hörsituationen statt (Bachelorarbeit Katharina Frey)

Im zweiten Teil des Termins wurde das andere Paar Hörsysteme *insitu* nach den gleichen Vorgaben wie das erste Hörsystem angepasst, wobei hier möglichst der gleiche Frequenzgang erreicht werden sollte wie beim ersten Paar, um eine möglichst gute Vergleichbarkeit zu erreichen.

2.4.4 Validierung der zweiten Hörsysteme

Der vierte Termin fand nach einer weiteren Woche statt. Die Hörsystemversorgung wurde wieder mit Hilfe des OLSa in den drei unterschiedlichen Lautstärken (45 dB, 55 dB und 65 dB) validiert. Des Weiteren wurde eine subjektive Bewertung der Hörsysteme mit Hilfe eines Fragebogens durchgeführt (Bachelorarbeit Katharina Frey).

2.5 Software

Die Hörsysteme wurden mit Connexx (Siemens Audiologische Technik, Erlangen) Version 7.3.4.1910 programmiert.

Die Graphen wurden mit Microsoft Excel 2007, Version 12.0.6723.5000 erstellt.

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Friedman-Test. Dieser Test vergleicht drei oder mehrere gepaarte, nicht normalverteilte Stichproben, wobei ein Signifikanzwert ($p\text{-value}$) $\leq 0,05$ als signifikant angesehen wurde.

2.6 Hardware

Die Messungen der Audiometrie und die Verifizierung der Anpassungen wurden mit der Affinity 2.0 Version 2.6.5598.15429 (Interacoustics a/s., Assens, Dänemark) durchgeführt.

Die Audiometrie über Luftleitung wurde mit einem HDA 200 (Sennheiser electronic GmbH & Co. KG, Wedemark) durchgeführt. Für die Knochenleitung wurde der B71 von RadioEar (New Eagle PA, USA) genutzt.

Für die Freifeldmessungen des Olsa wurde der Lautsprecher CD 220 der Firma Canton Elektronik GmbH + Co. KG, Weilrod, mit einem Übertragungsbereich von 45 Hz bis 30 kHz genutzt.

3 Ergebnisse

Bei den meisten Vergleichen konnte eine tendenziell bessere Versorgung mit den High-End-Hörsystemen nachgewiesen werden. Auf Grund der unterschiedlichen Ausgangswerte des unversorgten SNR konnten trotz eindeutiger Tendenzen keine signifikanten Unterschiede herausgestellt werden, Durch eine Ausweitung der Studie können diese Tendenzen unter Umständen verifiziert werden. Des Weiteren konnte ein Unterschied zwischen den einzelnen Schwerhörigkeitsgraden nachgewiesen werden.

3.1 Geringgradige Schwerhörigkeit

3.1.1 Auswertung OISa

Bei 45 dB betrug der SNR mit Low-End-Hörsystemen -2,2 dB mit einem Standardfehler von 0,4 dB. Ohne Hörsysteme erreichten die Probandinnen und Probanden einen SNR von 0,6 dB mit einem Standardfehler von 0,5 dB (Abb. 4). Demnach wurde bei 45 dB eine Verbesserung von 2,8 dB mit einem Standardfehler von 0,3 dB erreicht (Abb. 6).

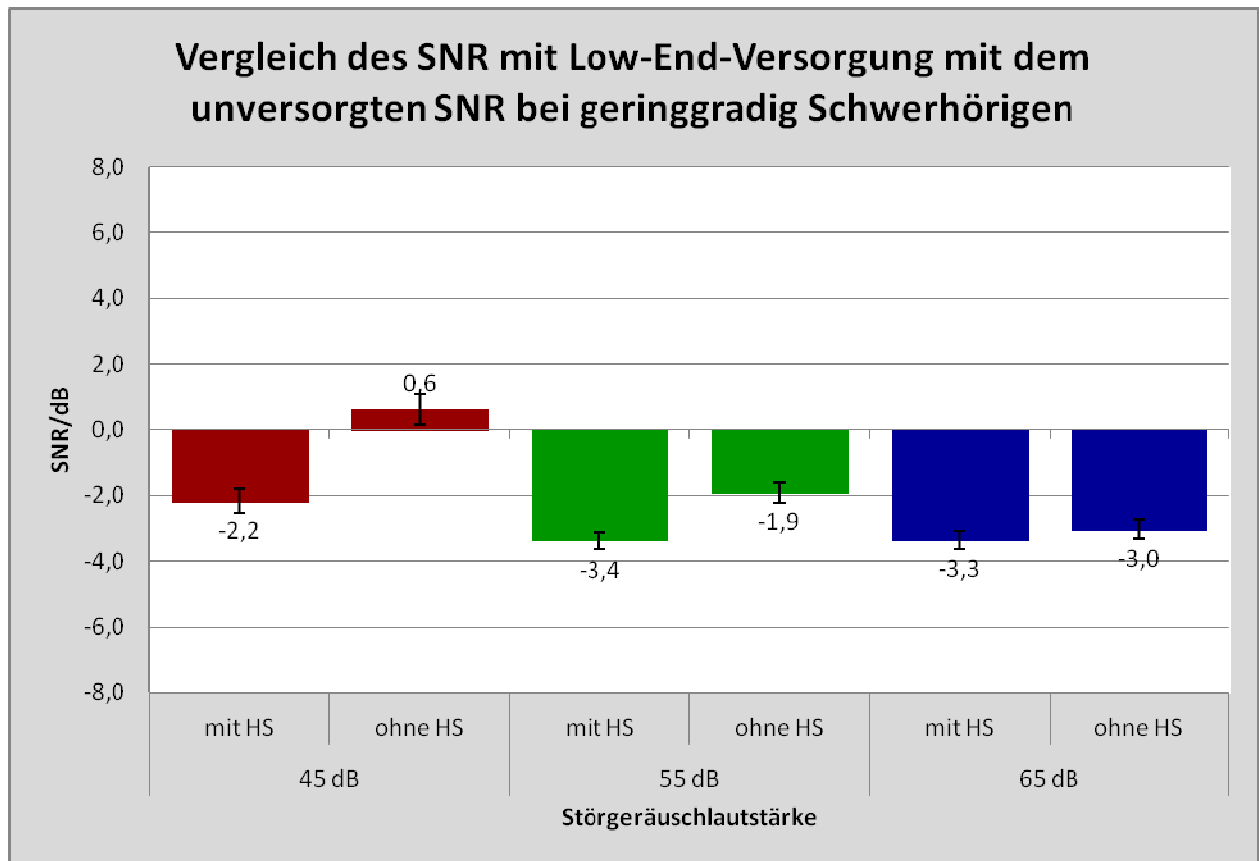


Abb. 4: Vergleich mit Low-End- und ohne Hörsysteme bei geringgradiger Schwerhörigkeit In der Gruppe der geringgradig Schwerhörigen wurden bei 18 Probandinnen und Probanden nach der in Kapitel 2.4.1 und 2.4.3/4 mit Hilfe des OISa der SNR mit und ohne Hörsystem-Versorgung bestimmt. Es konnte bei allen drei Störgeräuschlautstärken (45, 55, 65 dB) eine Verbesserung des SNR mit Hörsystem festgestellt werden.

Einen SNR von -3,4 dB mit einem Standardfehler von 0,2 dB erreichten die Probandinnen und Probanden bei 55 dB mit Hörsystemen. Ohne Hörsysteme erreichten sie einen SNR von -1,9 dB mit einem Standardfehler von 0,3 dB (Abb. 4). Hier betrug die Verbesserung 1,5 dB mit einem Standardfehler von 0,2 dB (Abb. 6).

Der beste SNR wurde bei 65 dB mit Low-End-Versorgung mit -3,3 dB mit einem Standardfehler von 0,3 dB erreicht, ohne Hörsysteme erzielten die Probandinnen und Probanden einen SNR von -3,0 dB mit einem Standardfehler von 0,3 dB (Abb. 4). Aufgrund dessen wurde die geringste Verbesserung bei 65 dB mit einer Verbesserung um 0,3 dB mit einem Standardfehler von 0,2 dB verzeichnet (Abb. 6).

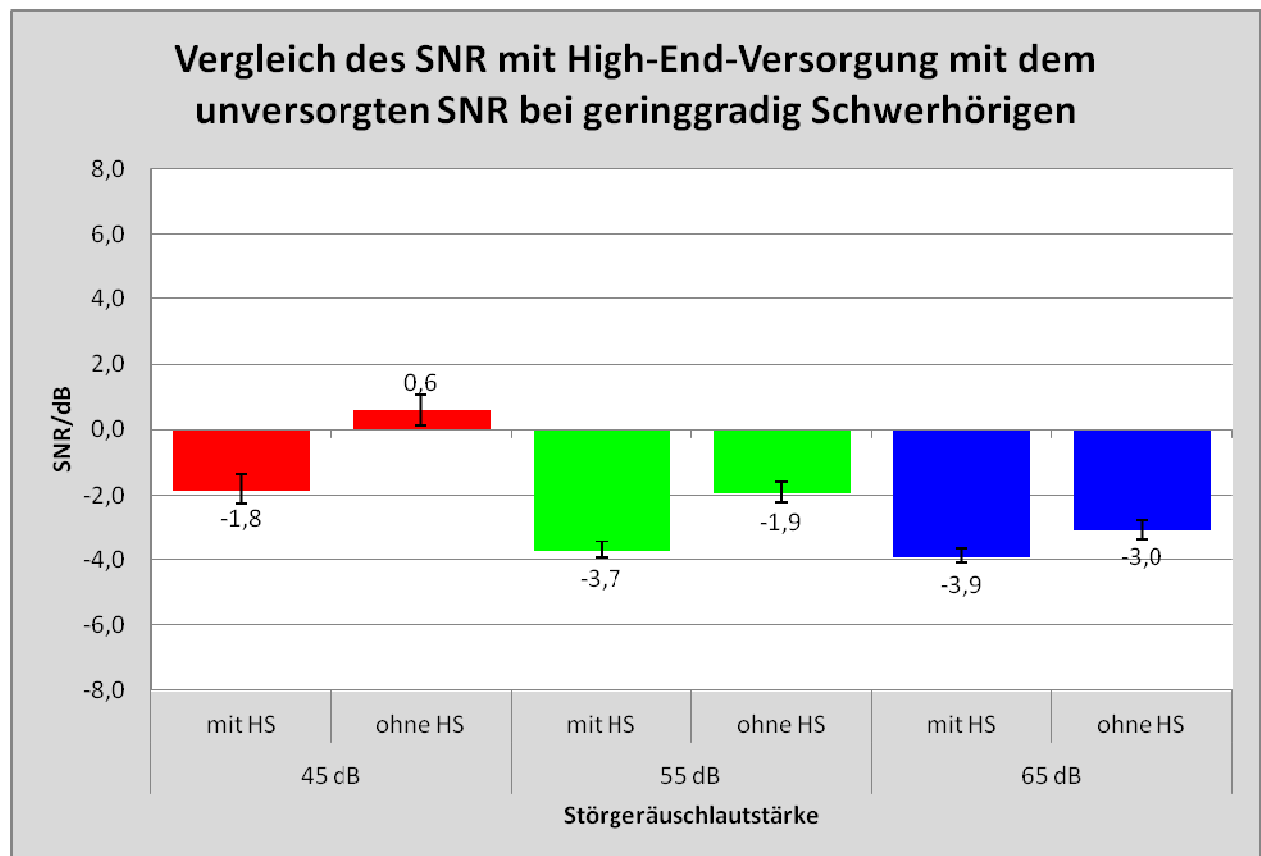


Abb. 5: Vergleich mit High-End- und ohne Hörsysteme bei geringgradiger Schwerhörigkeit In der Gruppe der geringgradig Schwerhörigen wurden bei 18 Probandinnen und Probanden nach der in Kapitel 2.4.1 und 2.4.3/4 mit Hilfe des OISa der SNR mit und ohne Hörsystem-Versorgung bestimmt. Es konnte bei allen drei Störgeräuschlautstärken (45, 55, 65 dB) eine Verbesserung des SNR mit Hörsystem festgestellt werden.

Der SNR lag bei 45 dB mit High-End-Hörsystemen bei -1,8 dB mit einem Standardfehler von 0,5 dB. Ohne Hörsysteme erreichten die Probandinnen und Probanden einen SNR von 0,6 dB mit einem Standardfehler von 0,5 dB (Abb. 5). Die Verbesserung des SNR bei 45 dB betrug somit bei den High-End-Hörsystemen gegenüber dem mit unversorgten Ohren gemessenen SNR 2,4 dB mit einem Standardfehler von 0,4 dB (Abb. 6).

Bei 55 dB erreichten die Probandinnen und Probanden mit Hörsystemen einen SNR von -3,7 dB mit einem Standardfehler von 0,2 dB. Ohne Hörsysteme erzielten sie einen SNR von -1,9 dB mit einem Standardfehler von 0,3 dB (Abb. 5). Daraus ergab sich eine Verbesserung von 1,8 dB mit einem Standardfehler von 0,3 dB (Abb. 6).

Die Probandinnen und Probanden erreichten mit -3,9 dB mit einem Standardfehler von 0,2 dB den besten SNR. Allerdings lag der unversorgte SNR bei -3,0 dB mit einem Standardfehler von 0,3 dB (Abb. 5), weshalb die Verbesserung mit 0,9 dB mit einem Standardfehler von 0,2 dB bei 65 dB auch bei den High-End-Hörsystemen am geringsten war (Abb. 6).

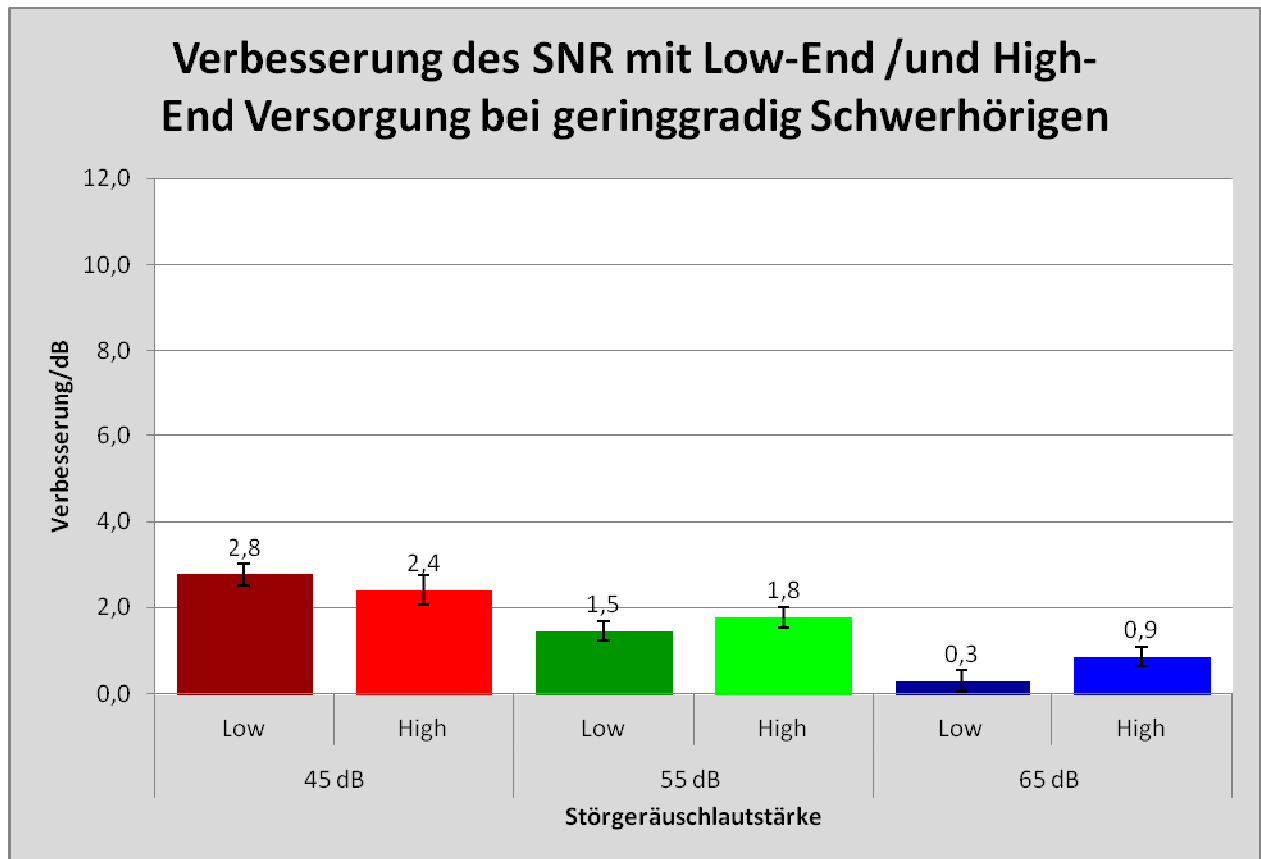


Abb. 6: Verbesserung des SNR bei geringgradig Schwerhörigen Die Verbesserung des SNR mit Hörsystemen gegenüber keinen Hörsystemen bei Probandinnen und Probanden mit geringgradigem HV lag bei 45 dB mit 2,8 bzw. 2,4 dB am höchsten. Bei lauterem Störgeräusch nahm die Verbesserung ab.

3.1.2 Vergleich Low-End- / High-End-Hörsysteme

Bei der geringgradigen Schwerhörigkeit konnte bei einer Lautstärke von 45 dB ein um 0,4 dB verbesserter SNR mit den Low-End-Hörsystemen gegenüber den High-End-Hörsystemen erreicht werden.

Bei einer Lautstärke von 55 dB wurde mit den High-End-Hörsystemen ein besserer SNR erreicht als mit den Low-End-Hörsystemen. Dieser Unterschied war um 0,4 dB besser. Bei einer Lautstärke von 65 dB wurde der Vorteil der High-End-Hörsysteme mit 0,6 dB noch deutlicher (Abb.7).

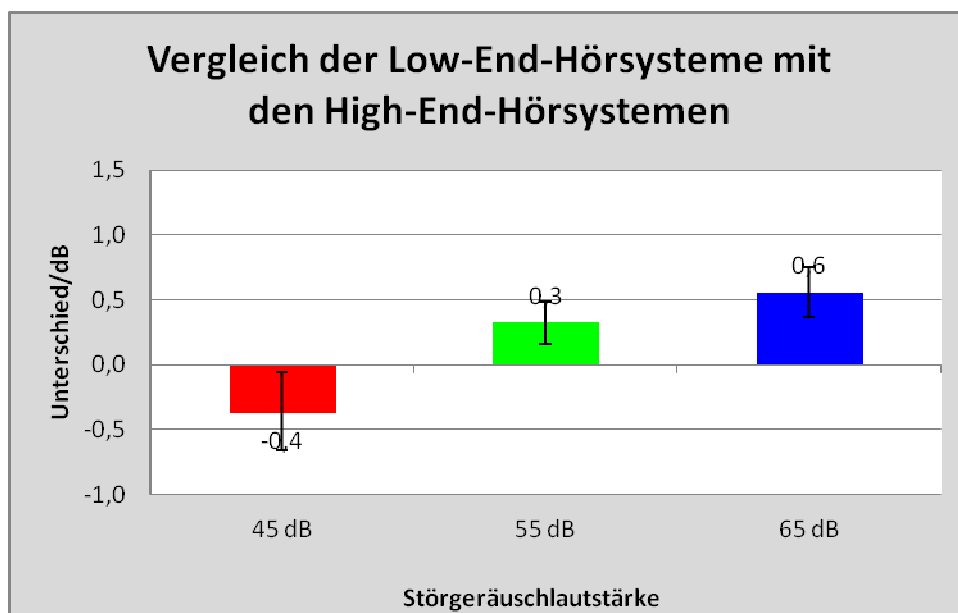


Abb. 7: Vergleich der Hörsystemklassen bei geringgradig Schwerhörigen Die geringgradig schwerhörigen Probandinnen und Probanden konnten mit dem Low-End-Hörsystem bei 45 dB einen besseren SNR erreichen. Bei 55 und 65 dB konnten sie mit dem High-End-Hörsystem besser verstehen.

3.1.3 Vergleich ohne / mit Hörsystem

Insgesamt lag die Verbesserung des SNR bei 45 dB mit allen Hörsystemen im Durchschnitt bei 2,6 dB, mit einem Standardfehler von 0,3 dB. Bei einem Pegel von 55 dB lag die Verbesserung bei 1,6 dB mit einem Standardfehler von 0,2 dB. Die geringste Verbesserung wurde bei 65 dB mit 0,6 dB und einem Standardfehler von 0,2 dB gemessen (Abb. 8).

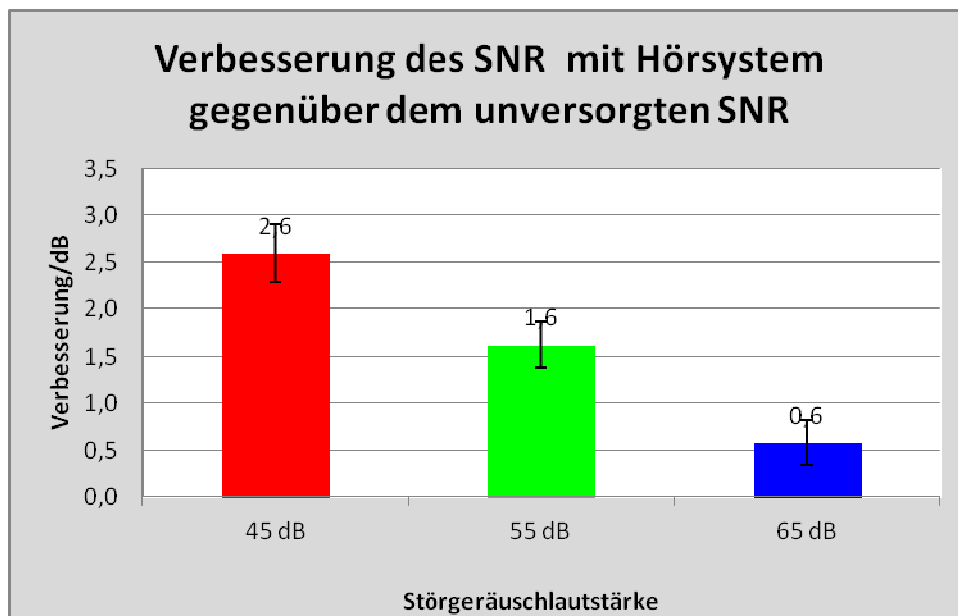


Abb. 8: Vergleich des SNR mit und ohne Hörsystemversorgung Die Verbesserung des SNR mit Hörsystem gegenüber ohne Hörsystem lag bei geringgradig schwerhörigen Probandinnen und Probanden bei 45 dB bei 2,6 dB. Bei lauterem Störgeräusch nahm die Verbesserung des SNR um jeweils 1 dB ab.

3.2 Mittelgradige Schwerhörigkeit

3.2.1 Auswertung OISa

Mit Low-End-Hörsystemen konnten die Probandinnen und Probanden einen SNR von 2,6 dB mit einem Standardfehler von 0,9 dB erreichen. Ohne Hörsysteme lag dieser bei 10,0 dB mit einem Standardfehler von 2,1 dB (Abb. 9). Die Verbesserung des SNR war bei 45 dB mit 7,5 dB und einem Standardfehler von 1,5 dB am höchsten (Abb. 11).

Einen SNR von -1,1 dB erreichten die Probandinnen und Probanden bei einem Störgeräuschpegel von 55 dB mit einem Standardfehler von 0,4 dB mit Low-End-Hörsystemen. Ohne Hörsysteme erreichten sie einen SNR von 4,7 dB mit einem Standardfehler von 1,4 dB (Abb. 9). Bei 55 dB betrug die Verbesserung des SNR 5,8 dB mit einem Standardfehler von 1,2 dB (Abb. 11).

Die Probandinnen und Probanden erreichten bei einem Störgeräusch von 65 dB einen SNR von -1,5 dB und einem Standardfehler von 0,4 dB. Der SNR ohne Hörsysteme lag bei 1,0 dB mit einem Standardfehler von 0,7 dB. (Abb. 9). Die geringste Verbesserung erreichten die Probanden bei 65 dB mit 2,5 dB und einem Standardfehler von 0,6 dB (Abb. 11).

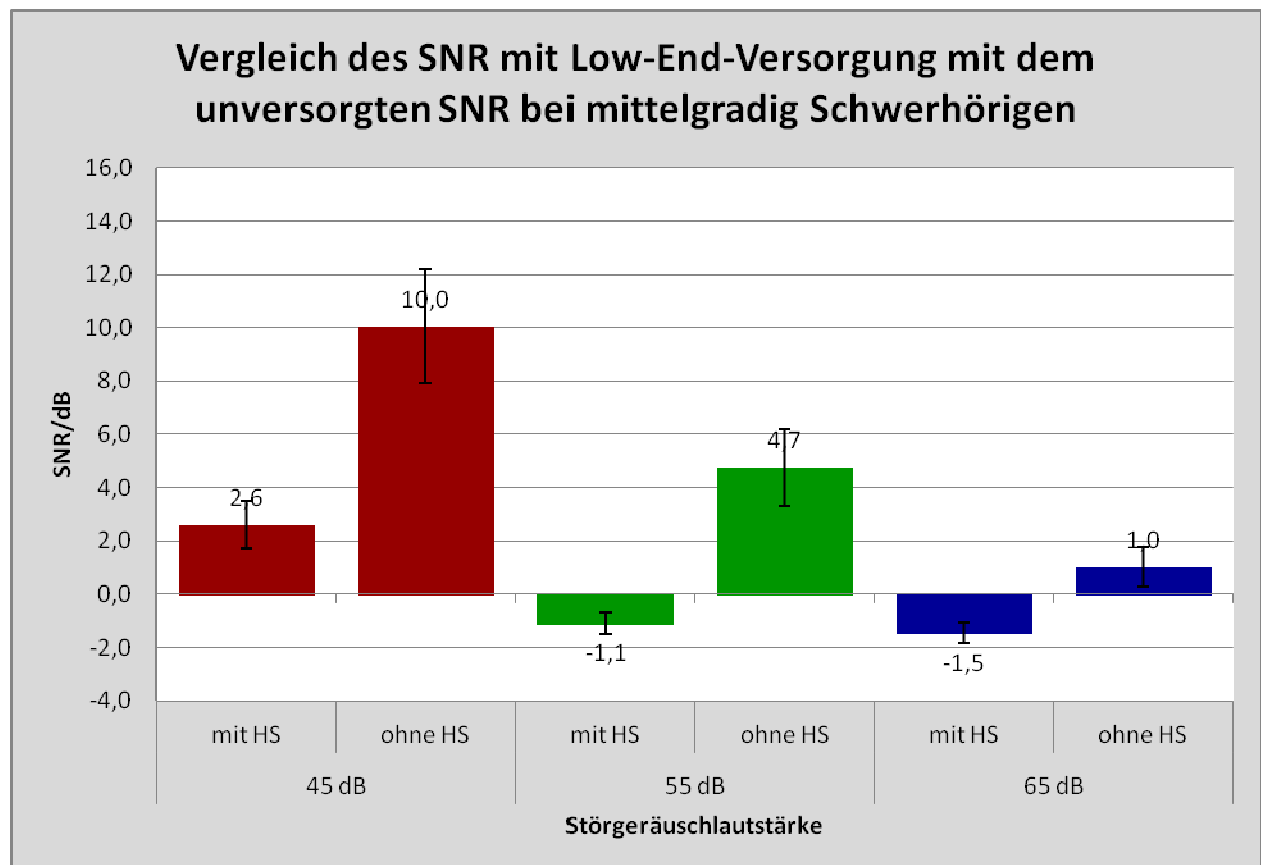


Abb. 9: Vergleich des SNR mit Low-End- und ohne Hörsysteme bei mittelgradiger Schwerhörigkeit In der Gruppe der mittelgradig Schwerhörigen wurden bei 17 Probandinnen und Probanden nach der in Kapitel 2.4.1 und 2.4.3/4 mit Hilfe des OISa der SNR mit und ohne Hörsystem-Versorgung bestimmt. Es konnte bei allen drei Störgeräuschlautstärken (45, 55, 65 dB) eine Verbesserung des SNR mit Hörsystem festgestellt werden.

Mit High-End-Hörsystemen erreichten die mittelgradig schwerhörigen Probandinnen und Probanden bei 45 dB Störgeräuschlautstärke einen SNR von 2,0 dB mit einem Standardfehler von 0,8 dB. Ohne Hörsysteme lag der SNR bei 10,0 dB mit einem Standardfehler von 2,1 dB (Abb. 10). Die Versorgung mit High-End-Hörsystemen brachte bei 45 dB eine Verbesserung des SNR um 8,0 dB mit einem Standardfehler von 1,6 dB (Abb. 11).

Die Probandinnen und Probanden erreichten bei einem Störgeräuschpegel von 55 dB mit High-End-Hörsystem einen SNR von -1,4 dB mit einem Standardfehler von 0,5 dB. Ohne Hörsystem erreichten sie einen SNR von 4,7 dB mit einem Standardfehler von 1,4 dB (Abb. 10). So konnte bei einem Pegel von 55 dB eine Verbesserung des SNR von 6,2 dB mit einem Standardfehler von 1,2 dB erreicht werden (Abb. 11).

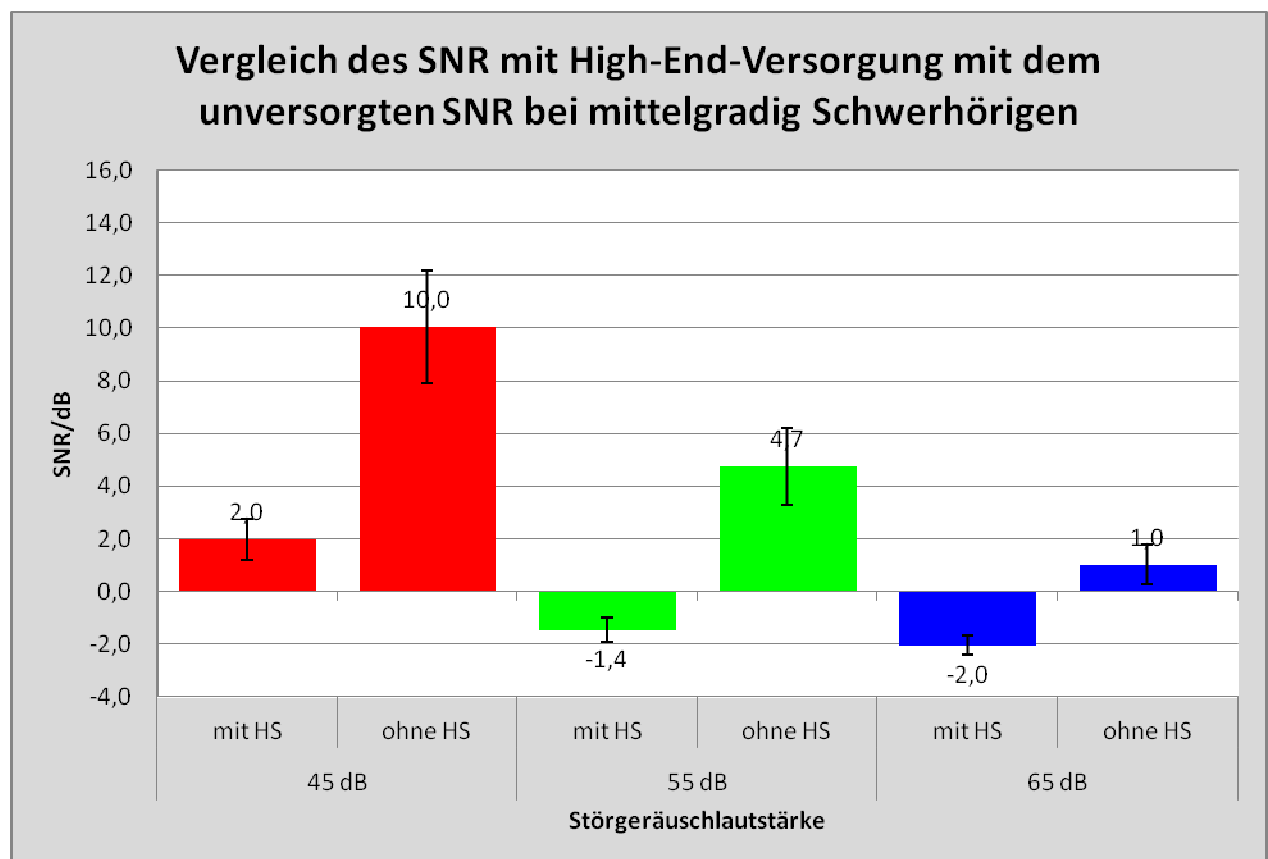


Abb. 10: Vergleich des SNR mit High-End- und ohne Hörsysteme bei mittelgradiger Schwerhörigkeit In der Gruppe der mittelgradig Schwerhörigen wurden bei 17 Probandinnen und Probanden nach der in Kapitel 2.4.1 und 2.4.3/4 mit Hilfe des OISa der SNR mit und ohne Hörsystem-Versorgung bestimmt. Es konnte bei allen drei Störgeräuschlautstärken (45, 55, 65 dB) eine Verbesserung des SNR mit Hörsystemen festgestellt werden.

Einen SNR von -2,0 dB mit einem Standardfehler von 0,4 dB erreichten die Probandinnen und Probanden mit einer High-End-Versorgung bei einem Störgeräuschpegel von 65 dB (Abb. 10). Ohne Hörsystem lag der SNR bei 1,0 dB mit einem Standardfehler von 0,7 dB. Die Verbesserung des SNR lag bei 3,1 dB mit einem Standardfehler von 0,6 dB (Abb. 11).

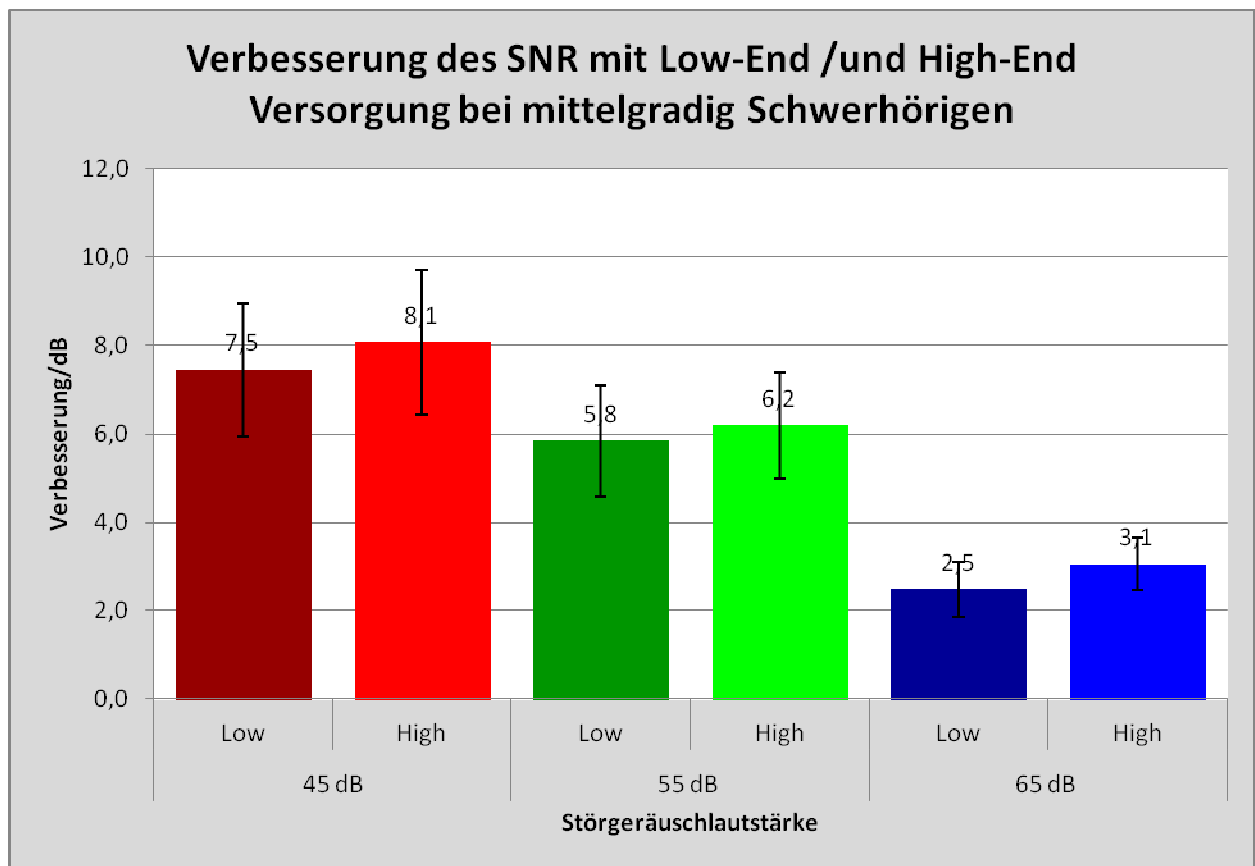


Abb. 11: Verbesserung des SNR bei mittelgradig Schwerhörigen Die Verbesserung des SNR mit Hörsystemen gegenüber keinen Hörsystemen bei Probandinnen und Probanden mit mittelgradigem HV lag bei 45 dB mit 7,5 bzw. 8,1 dB am höchsten. Bei lauterem Störgeräusch nahm die Verbesserung ab.

3.2.2 Vergleich Low-End- / High-End-Hörsysteme

Die Verbesserung des SNR im direkten Vergleich von Low-End und High-End Hörsystemen wurde in Abbildung 12 dargestellt.

Bei den mittelgradig eingestuften Probandinnen und Probanden wurde bei einer Lautstärke von 45 dB eine Verbesserung des SNR von 0,6 dB der High-End-Hörsysteme gegenüber den Low-End-Hörsystemen gemessen. Bei einer Lautstärke von 55 dB war der SNR der High-End-Hörsysteme um 0,3 dB besser. Mit einer Verbesserung des SNR von 0,6 dB bei einem Störgeräuschpegel von 65 dB wurde auch eine Verbesserung mit den High-End-Hörsystemen erzielt.

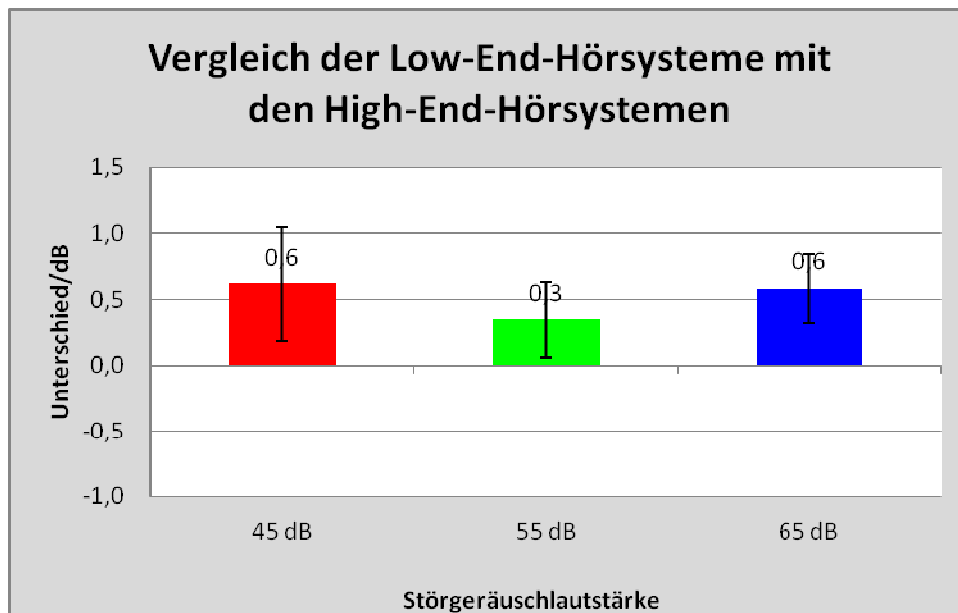


Abb. 12: Vergleich der Hörsystemklassen bei mittelgradig Schwerhörigen Die mittelgradig schwerhörigen Probandinnen und Probanden konnten mit den High-End-Hörsystemen bei allen Störgeräuschlautstärken (45, 55, 65 dB) einen besseren SNR als mit den Low-End-Hörsystemen erreichen.

3.2.3 Vergleich ohne / mit Hörsystem

Die Verbesserung des SNR mit Hörsystem gegenüber dem unversorgten SNR bei 45 dB wurde um 7,8 dB mit einem Standardfehler von 1,6 dB verbessert. Bei einem Störgeräuschpegel von 55 dB wurde eine Verbesserung von 6,0 dB mit einem Standardfehler von 1,2 dB erreicht. Der Nutzen des Hörsystems wurde bei 65 dB mit einer Verbesserung des SNR um 2,8 dB mit einem Standardfehler von 0,6 dB nachgewiesen (Abb. 13).

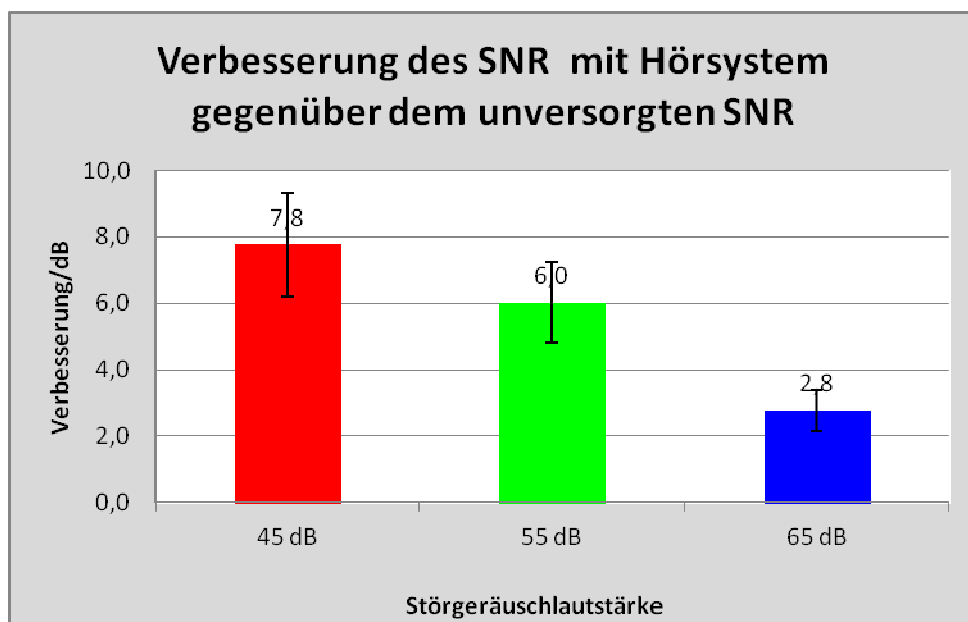


Abb. 13: Vergleich des SNR mit und ohne Hörsystemversorgung Die Verbesserung des SNR mit Hörsystem gegenüber ohne Hörsystem lag bei mittelgradig schwerhörigen Probandinnen und Probanden bei 45 dB bei 7,8 dB. Bei lauterem Störgeräusch wurde die Verbesserung geringer.

3.3 Hochgradige Schwerhörigkeit

Aufgrund der geringen Anzahl von Probanden ($n = 2$) konnte bei den hochgradig Schwerhörigen nur eine beschreibende Aussage getroffen und eine Tendenz festgestellt werden.

3.3.1 Auswertung OISa

Die Versorgung der Probanden mit Low-End-Hörsystemen ergab bei einem Störgeräuschpegel von 45 dB im Mittel einen SNR von 7,3 dB. Dieser lag ohne Hörsysteme bei 29,8 dB (Abb. 14). Daraus ergab sich eine Verbesserung um 22,6 dB (Abb. 16).

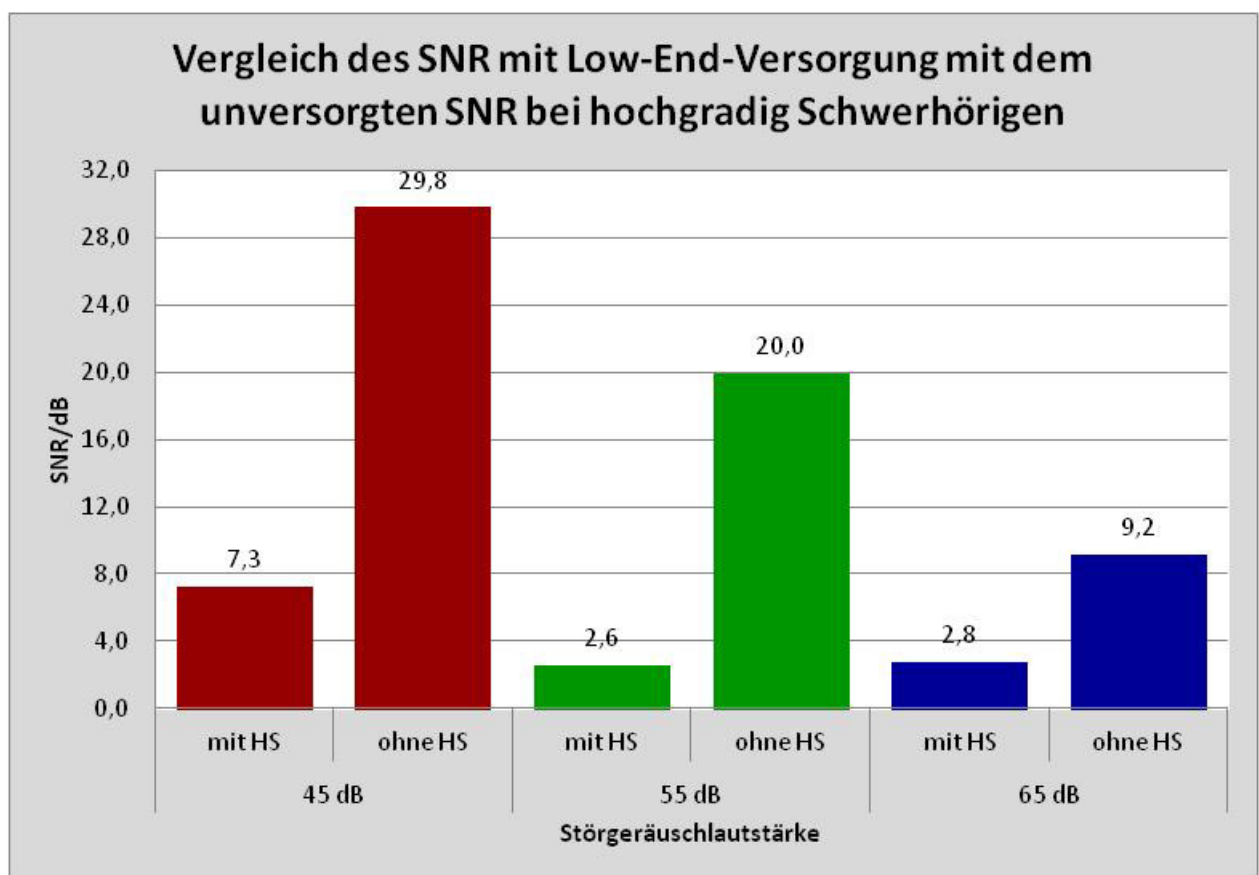


Abb. 14: Vergleich des SNR mit Low-End- und ohne Hörsysteme bei hochgradiger Schwerhörigkeit In der Gruppe der hochgradig Schwerhörigen wurden bei 2 Probanden nach der in Kapitel 2.4.1 und 2.4.3/4 mit Hilfe des OISa der SNR mit und ohne Hörsystem-Versorgung bestimmt. Es konnte bei allen drei Störgeräuschlautstärken (45, 55, 65 dB) eine Verbesserung des SNR mit Hörsystemen festgestellt werden.

Die Probanden erreichten bei einem Störgeräuschpegel von 55 dB einen SNR von 2,6 dB. Ohne Hörsysteme erreichten sie einen SNR von 20,0 dB (Abb. 14). Somit wurde der SNR um 17,4 dB verbessert (Abb. 16).

Bei einem Störgeräuschpegel von 65 dB erreichten die Probanden einen SNR von 2,8 dB mit Low-End-Hörsystemen (Abb. 14). Der SNR wurde so um 6,4 dB verbessert (Abb. 16).

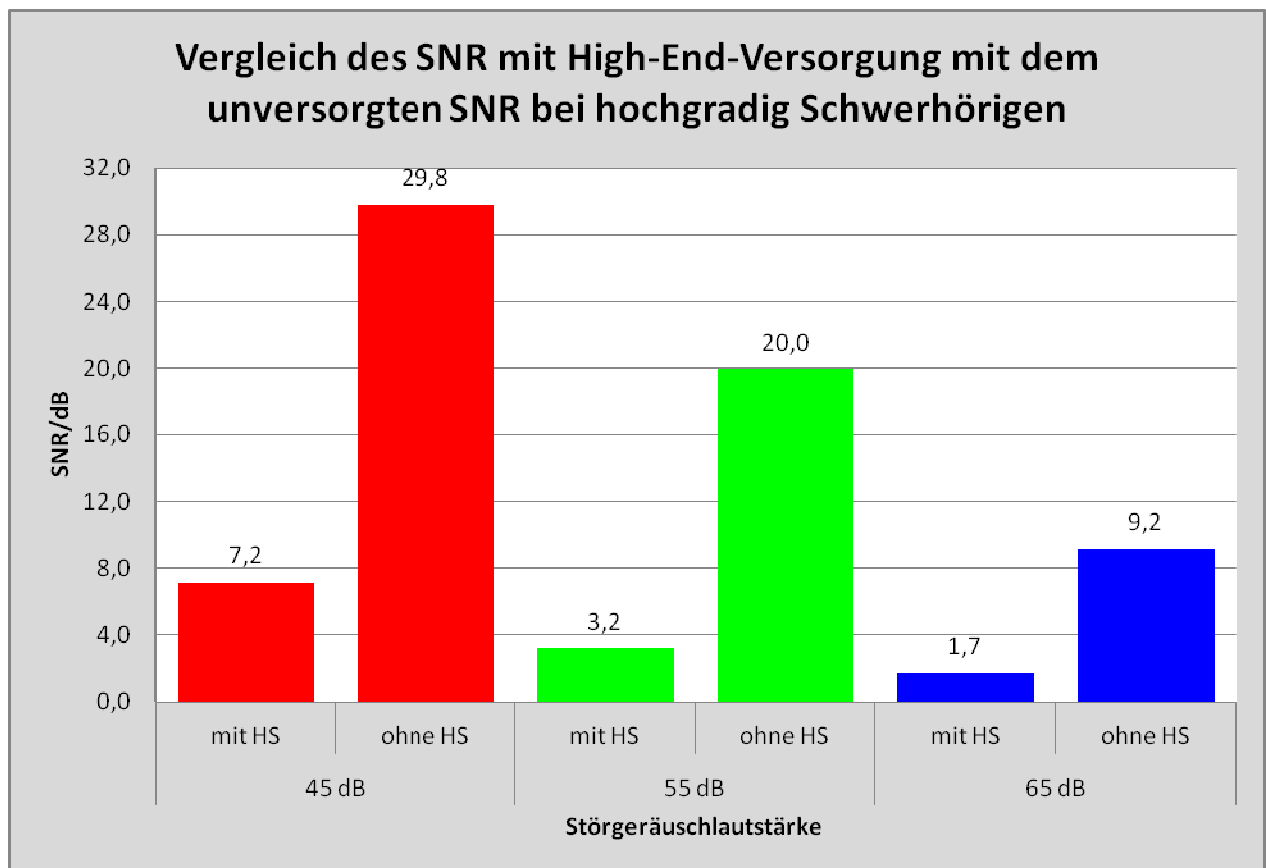


Abb. 15: Vergleich des SNR mit High-End- und ohne Hörsysteme bei hochgradiger Schwerhörigkeit In der Gruppe der hochgradig Schwerhörigen wurden bei 2 Probanden nach der in Kapitel 2.4.1 und 2.4.3/4 mit Hilfe des OISa der SNR mit und ohne Hörsystem-Versorgung bestimmt. Es konnte bei allen drei Störgeräuschlautstärken (45, 55, 65 dB) eine Verbesserung des SNR mit Hörsystemen festgestellt werden.

Mit den High-End-Hörsystemen erreichten die Probanden im Mittel bei einem Störgeräusch von 45 dB einen SNR von 7,2 dB. Ohne Hörsysteme lag der SNR bei 29,8 dB (Abb. 15). Damit lag die Verbesserung des SNR bei 45 dB bei 22,7dB (Abb. 16).

Bei einem Störgeräuschpegel von 55 dB erreichten die Probanden einen SNR von 3,2 dB. Ohne Hörsystem erreichten sie einen SNR von 20,0 dB (Abb. 15). Die Verbesserung des SNR lag somit bei 16,8 dB (Abb. 16).

Mit 1,7 dB lag der SNR bei einem Störgeräuschpegel von 65 dB am niedrigsten. Ohne Hörsysteme konnten die Probanden einen durchschnittlichen SNR von 9,2 dB erreichen (Abb. 15). Bei dieser Lautstärke wurde eine Verbesserung von 7,5 dB erreicht (Abb. 16).

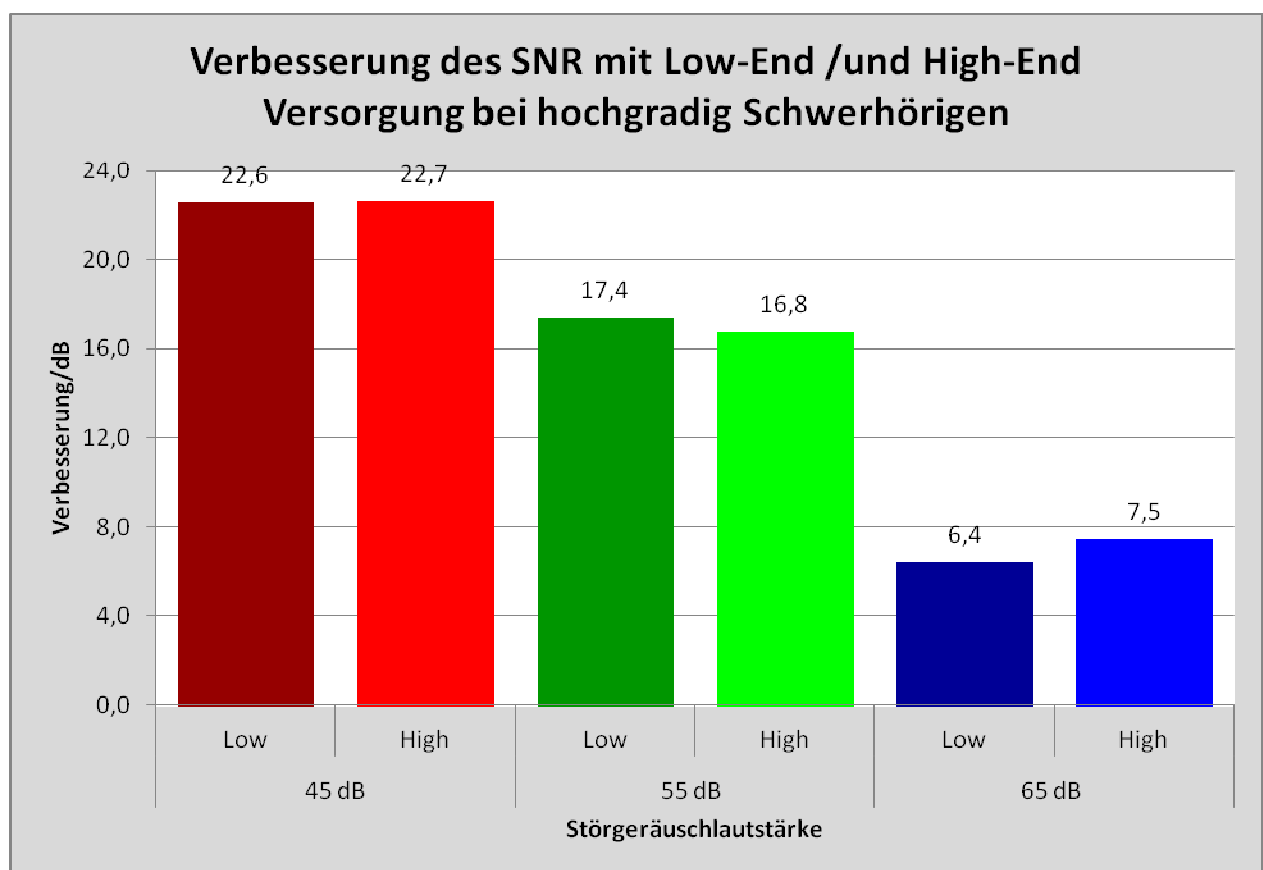


Abb. 16: Verbesserung des SNR bei hochgradig Schwerhörigen Die Verbesserung des SNR mit Hörsystemen gegenüber keinen Hörsystemen bei Probandinnen und Probanden mit hochgradigem HV lag bei 45 dB mit 22,6 bzw. 22,7 dB am höchsten. Bei lauterem Störgeräusch nahm die Verbesserung ab.

3.3.2 Vergleich Low-End- / High-End-Hörsysteme

Bei den hochgradig schwerhörigen Probanden konnte man auf Grund der geringen Anzahl von Teilnehmern keine Aussage über die Unterschiede in den einzelnen Störgeräuschpegeln treffen, da sie sehr unterschiedlich und dadurch auch sehr ungenau sind (Abb. 17).

Bei 45 dB hatte das High-End-Hörsystem einen um 0,1 dB besseren SNR als das Low-End-Hörsystem. Mit dem Low-End-Hörsystem konnten die Probanden bei 55 dB einen um 0,6 dB besseren SNR erreichen. Bei 65 dB wurde mit dem High-End-Hörsystem ein um 1,1 dB verbesserter SNR erreicht (Abb. 17).

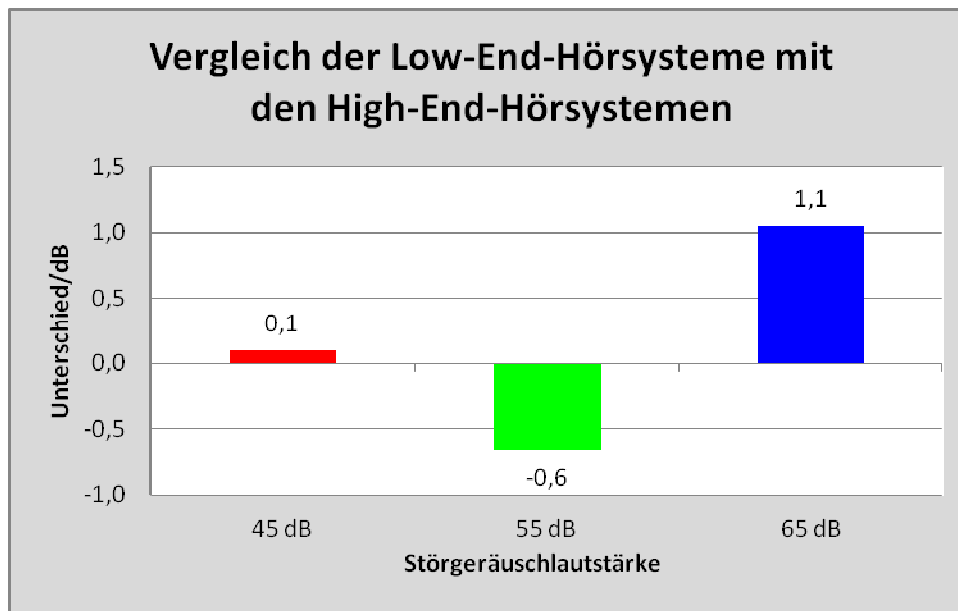


Abb. 17: Vergleich der Hörsystemklassen bei hochgradig Schwerhörigen Die hochgradig schwerhörigen Probanden konnten mit den High-End-Hörsystemen sowohl bei 45 als auch bei 65 dB einen besseren SNR als mit den Low-End-Hörsystemen erreichen. Bei 55 dB konnten sie mit den Low-End-Hörsystemen besser verstehen.

3.3.3 Vergleich ohne / mit Hörsystem

Der Gewinn mit Hörsystemen gegenüber dem unversorgten SNR wurde bei den hochgradig Schwerhörigen bei einem Störgeräuschpegel von 45 dB um 22,6 dB verbessert. Bei 55 dB wurde der SNR um 17,1 dB verbessert. Der Nutzen des Hörsystems wurde bei 65 dB mit einer Verbesserung des SNR um 6,9 dB erreicht (Abb. 18).

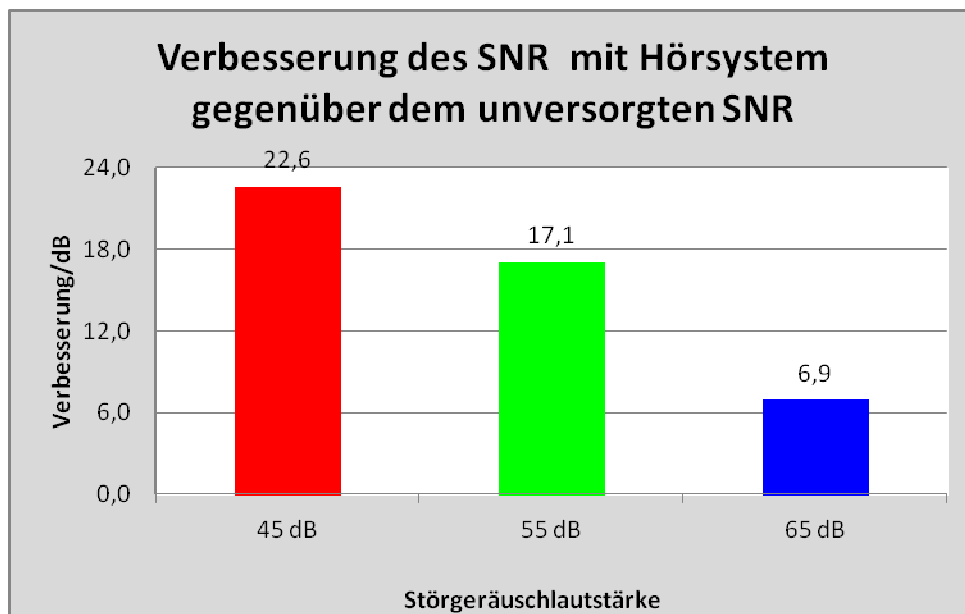


Abb. 18: Vergleich des SNR mit und ohne Hörsystemversorgung Die Verbesserung des SNR mit Hörsystemen gegenüber keinen Hörsystemen lag bei hochgradig schwerhörigen Probandinnen und Probanden bei 45 dB bei 22,6 dB. Bei lauterem Störgeräusch wurde die Verbesserung geringer.

3.4 Gesamtvergleich

3.4.1 Auswertung OISa

Mit der Low-End-Versorgung erreichten alle Probandinnen und Probanden einen SNR von -0,5 dB mit einem Standardfehler von 0,6 dB bei einem Störgeräuschpegel von 45 dB. Ohne Hörsysteme erreichten sie bei diesem Pegel einen SNR von 6,5 dB mit einem Standardfehler von 1,6 dB (Abb. 19). Daraus ergab sich eine Verbesserung von 6,0 dB mit einem Standardfehler von 1,0 dB mit den Low-End-Hörsystemen (Abb. 21).

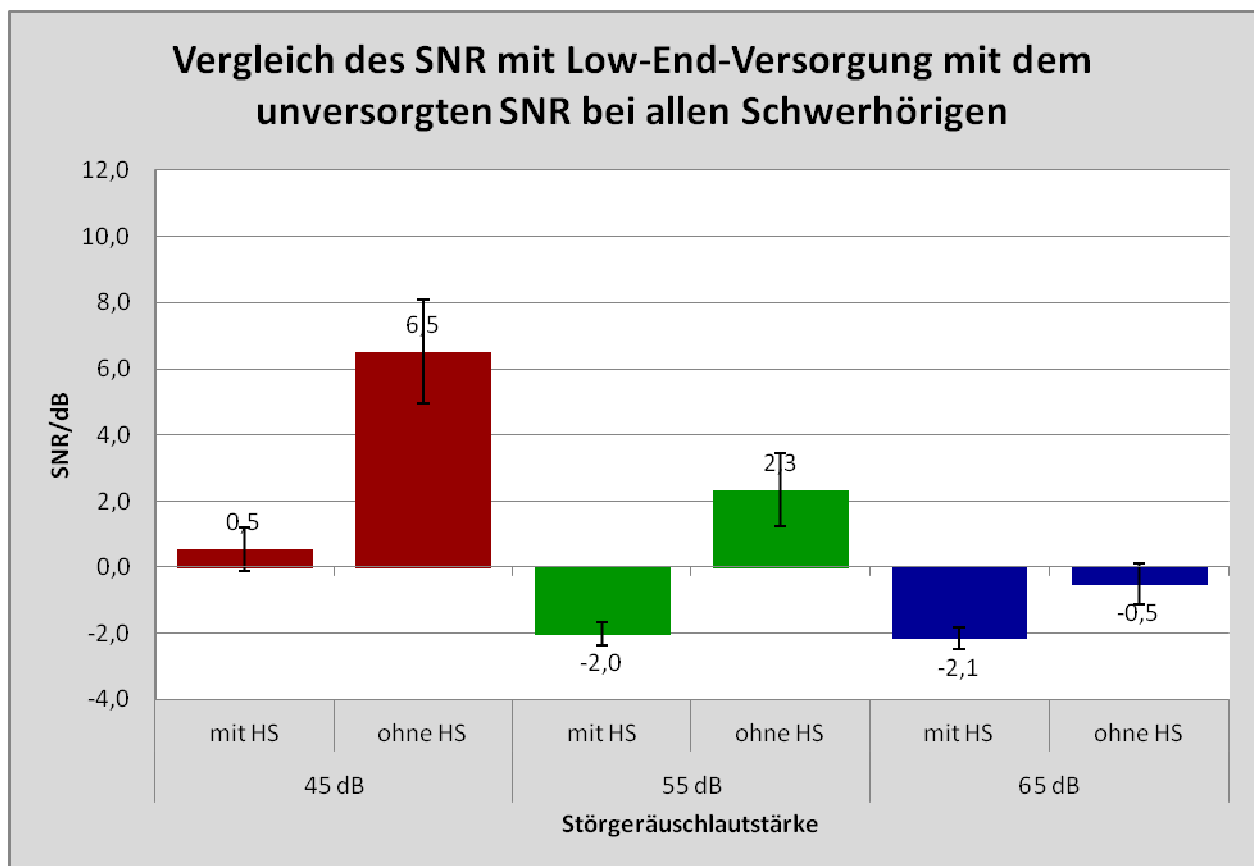


Abb. 19: Vergleich des SNR mit Low-End- und ohne Hörsysteme bei allen Probandinnen und Probanden. Bei allen 38 Schwerhörigen wurden nach der in Kapitel 2.4.1 und 2.4.3/4 mit Hilfe des OISa der SNR mit und ohne Hörsystem-Versorgung bestimmt. Es konnte bei allen drei Störgeräuschlautstärken (45, 55, 65 dB) eine Verbesserung des SNR mit Hörsystem festgestellt werden.

Bei einem Störgeräuschpegel von 55 dB erreichten die Probandinnen und Probanden einen SNR von -2,0 dB mit einem Standardfehler von 0,3 dB. Einen SNR von 2,3 dB erreichten sie ohne Hörsysteme bei diesem Störgeräuschpegel mit einem Standardfehler von 1,1 dB (Abb. 19). Die Verbesserung mit Hörsystemen lag damit bei 4,3 dB mit einem Standardfehler von 0,9 dB (Abb. 21).

Bei einem Störgeräuschpegel von 65 dB erreichten die Probandinnen und Probanden einen SNR von -2,1 dB mit einem Standardfehler von 0,3 dB. Da sie ohne Hörsysteme einen SNR von -0,5 dB mit einem Standardfehler von 0,6 dB erreichten (Abb. 19), lag die Verbesserung des SNR bei 1,6 dB mit einem Standardfehler von 0,4 dB (Abb. 21).

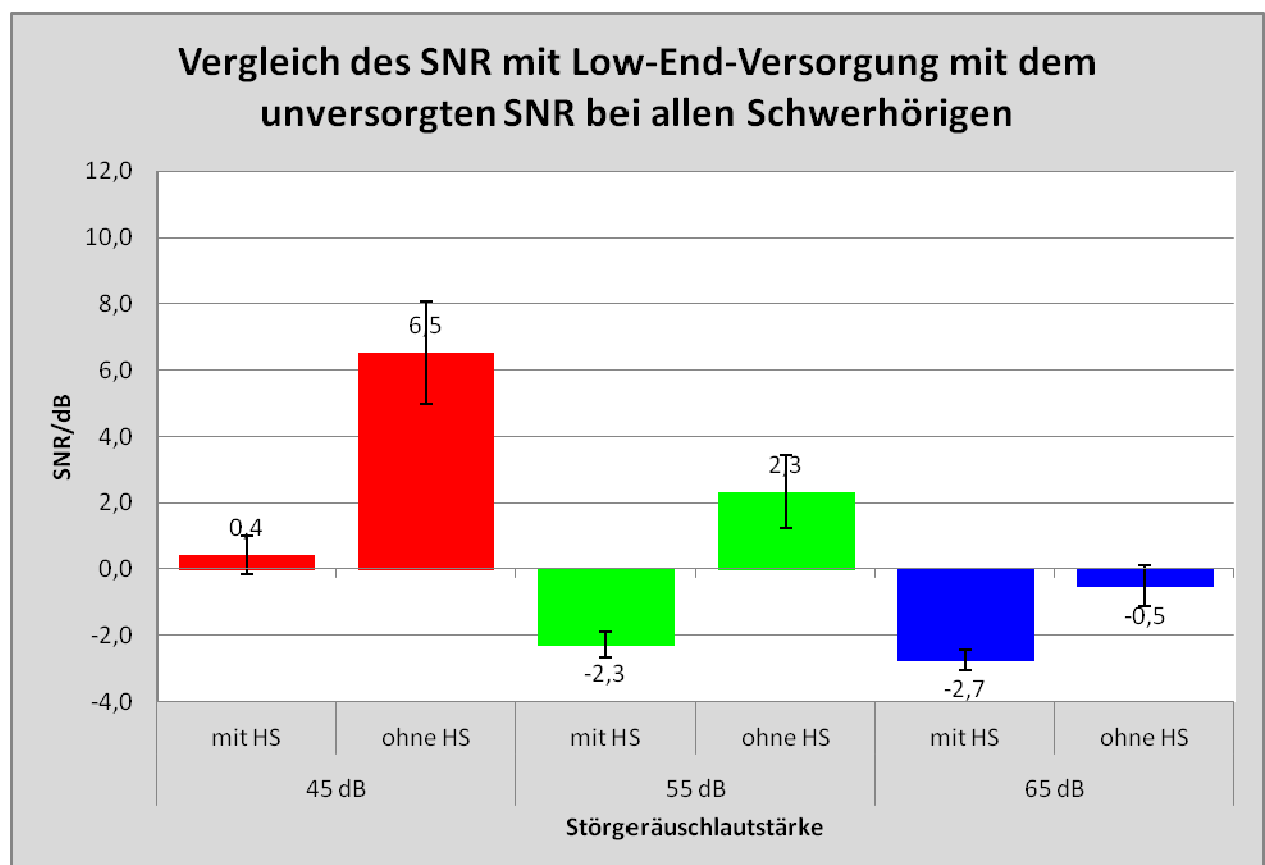


Abb. 20: Vergleich des SNR mit High-End- und ohne Hörsysteme bei allen Probandinnen und Probanden Bei allen 38 Schwerhörigen wurden nach der in Kapitel 2.4.1 und 2.4.3/4 mit Hilfe des OISa der SNR mit und ohne Hörsystem-Versorgung bestimmt. Es konnte bei allen drei Störgeräuschlautstärken (45, 55, 65 dB) eine Verbesserung des SNR mit Hörsystemen festgestellt werden.

Bei einem Störgeräuschpegel von 45 dB wurde mit den High-End-Hörsystemen ein SNR von 0,4 dB mit einem Standardfehler von 0,6 dB erreicht. Der SNR ohne Hörsysteme lag bei 6,5 dB mit einem Standardfehler von 1,6 dB (Abb. 21). Daraus ergab sich eine Verbesserung des SNR von 6,1 dB mit einem Standardfehler von 1,1 dB (Abb. 21).

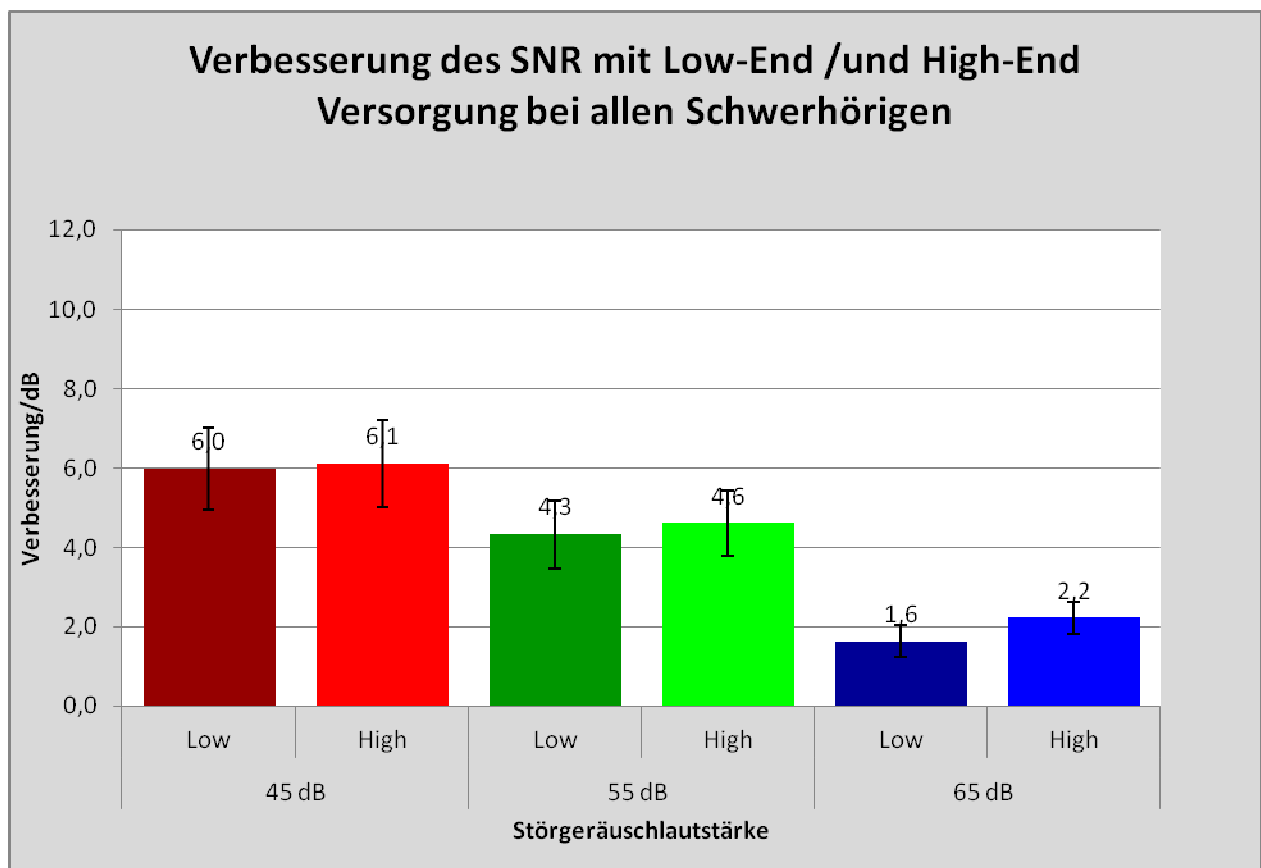


Abb. 21: Verbesserung des SNR bei allen Schwerhörigen Die Verbesserung des SNR mit Hörsystem gegenüber keinem Hörsystem allen Schwerhörigen lag bei 45 dB mit 6,0 bzw. 6,1 dB am höchsten. Bei lauterem Störgeräusch nahm die Verbesserung ab.

Mit der High-End-Versorgung erreichten die Probandinnen und Probanden bei einem Störgeräusch von 55 dB einen SNR von -2,3 dB mit einem Standardfehler von 0,4 dB. Ohne Hörsysteme erreichten sie einen SNR von 2,3 dB mit einem Standardfehler von 1,1 dB (Abb. 20). Dies entsprach einer Verbesserung von 4,6 dB mit einem Standardfehler von 0,8 (Abb. 21).

Die Probandinnen und Probanden konnten bei einem Störgeräuschpegel von 65 dB einen SNR mit High-End-Hörsystemen von -2,7 dB mit einem Standardfehler von 0,3 dB erreichen. Ohne Hörsysteme erreichen sie einen SNR von -0,5 dB mit einem Standardfehler von 0,6 dB (Abb. 20). Damit erreichten die Probandinnen und Probanden eine Verbesserung des SNR von 2,2 dB mit einem Standardfehler von 0,4 dB (Abb. 21).

3.4.2 Vergleich Low-End- / High-End-Hörsysteme

Bei 45 dB ist der Vorteil der High-End-Hörsysteme gegenüber den Low-End-Hörsystemen mit 0,1 dB am geringsten.

Wenn das Störgeräusch auf 55 dB erhöht wurde, ergab sich ein etwas größerer Unterschied von 0,3 dB.

Der größte Vorteil der High-End-Hörsysteme war bei einer Lautstärke von 65 dB festzustellen. Der SNR war mit High-End-Hörsystemen um 0,6 dB gegenüber den Low-End-Hörsystemen verbessert worden (Abb. 22).

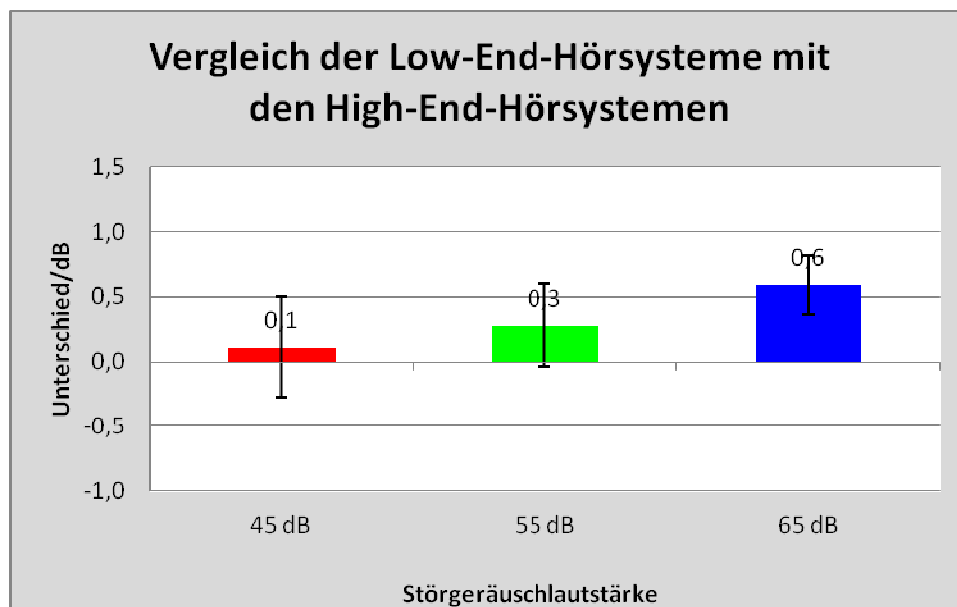


Abb. 22: Vergleich der Hörsystemklassen bei allen Schwerhörigen Die Probandinnen und Probanden konnten mit den High-End-Hörsystemen bei allen Störgeräuschlautstärken (45, 55, 65 dB) einen besseren SNR als mit den Low-End-Hörsystemen erreichen.

3.4.3 Vergleich ohne / mit Hörsystem

Die Verbesserung des SNR wurde mit den Hörsystemen erreicht. Bei einem Störgeräuschpegel von 45 dB wurde eine Verbesserung von 6,1 dB mit einem Standardfehler von 3,3 dB erreicht (Abb. 23).

Eine Verbesserung um 4,5 dB mit einem Standardfehler von 2,6 dB erreichten die Probandinnen und Probanden bei einem Störgeräuschpegel von 55 dB (Abb. 23).

Bei 65 dB wurde eine Verbesserung von 1,9 dB mit einem Standardfehler von 1,2 dB mit den Hörsystemen erreicht (Abb. 23).

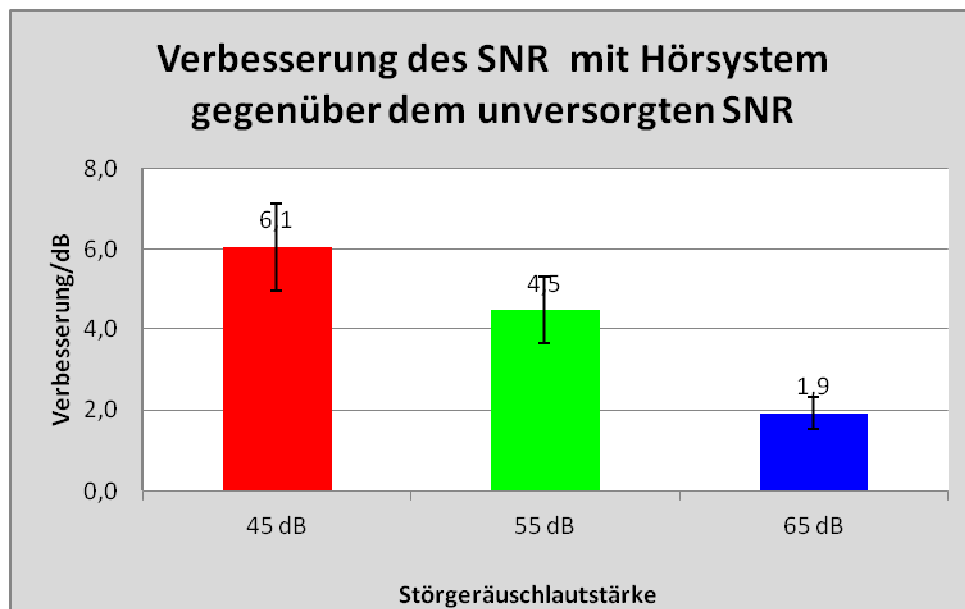


Abb. 23: Vergleich des SNR mit und ohne Hörsystemversorgung Die Verbesserung des SNR mit Hörsystem gegenüber ohne Hörsystem lag bei allen schwerhörigen Probandinnen und Probanden bei 45 dB bei 6,1 dB. Bei lauterem Störgeräusch wurde die Verbesserung geringer.

4 Diskussion

Es konnte in der gesamten Studie die Tendenz einer Verbesserung des SNR durch die High-End-Hörsysteme nachgewiesen werden. Vor allem im lauten Störgeräusch, wo der Vorteil der High-End-Hörsysteme auf Grund der zusätzlichen *Features* zum Tragen kommt, konnten diese Tendenzen in allen Schwerhörigkeitsgraden nachgewiesen werden. Bei der Bewertung der unterschiedlichen Schwerhörigkeitsgrade konnte eine große Diskrepanz zwischen den Anforderungen, die in der HilfsM-RL gefordert werden und den mittel- bzw. hochgradig Schwerhörigen nachgewiesen werden.

Die Unterschiede des SNR zwischen den einzelnen Hörsystemklassen lagen bei 0,1 dB bis 1,1 dB (Abb. 7, 12, 17, 22), welche bei einer Gesamt-Verbesserung von über 20 dB (Abb. 18) klein erscheinen. Durch diese sehr kleinen Unterschiede, die allerdings eine große Auswirkung auf das Sprachverstehen im Störgeräusch haben, konnten bei der geringen Probandinnen- und Probandenanzahl noch keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden. Die Tendenz der Studie, welche ein besseres Verstehen im Störgeräusch unter Nutzung von High-End-Hörsystemen zeigt, ist dennoch eindeutig und kann durch eine Ausweitung der Studie verifiziert werden.

4.1 Geringgradige Schwerhörigkeit

Mit Hilfe dieser Studie konnte gezeigt werden, dass bei einem moderaten Hochtonschrägabfall, wie ihn Patienten mit geringgradiger Schwerhörigkeit aufweisen (siehe Abb. 1), die High-End-Hörsysteme den Kunden/Patienten tendenziell besser versorgen als die Low-End- Hörsysteme. Die Probandinnen und Probanden haben sowohl bei einem Störgeräusch von 55 dB als auch bei 65 dB einen besseren SNR im OISa erreicht während sie mit dem High-End-Hörsystem versorgt wurden. Dieser Nutzen äußert sich in der Verbesserung des SNR von 0,4 dB (55 dB) bzw. 0,6 dB (65 dB) beim Verstehen im Störgeräusch, so dass eine größere Sprachverständlichkeit bei geringerer Sprachlautstärke erreicht wird (Abb. 7).

Nur bei sehr geringem Störgeräusch von 45 dB war der gemessene SNR bei Low-End-Hörsystem-Versorgung um 0,4 dB besser als bei High-End-Hörsystemen. Diese Tendenz konnte in den SNR-Messungen bei anderen Lautstärken und anderen Schwerhörigkeitsgraden nicht bestätigt werden. Die Vorteile der High-End-Hörsysteme können vor allem in geräuschvoller Umgebung nachgewiesen werden, da sie in diesen Situationen dem Schwerhörigen durch die unterschiedlichen *Features* und feineren Einstellungsmöglichkeiten in mehreren Kanälen eine genauere Anpassung ermöglichen. Daher kann der Vorteil der High-End-Hörsysteme bei geringgradig Schwerhörigen erst bei einem lauterem Störgeräusch nachgewiesen werden.

Die Tendenz des besseren SNR bei einer Versorgung mit Low-End-Hörsystemen bei einem Störgeräusch von 45 dB könnte auch eine Begleiterscheinung der nahezu nicht vorhandenen Hörsystemerfahrung der Probandinnen und Probanden dieser Gruppe sein. Die fehlende Zeit zur Gewöhnung an das neue Hörgefühl und die Lautstärke der Hörsysteme führte möglicherweise dazu, dass die Probandinnen und Probanden in der ersten Zeit bei geringem Störgeräusch keinen so großen Nutzen vom Hörsystem hatten. Um genauere Aussagen diesbezüglich treffen zu können, wäre die Ausweitung der Studie um weitere geringgradig schwerhörige Probandinnen und Probanden sinnvoll, welche idealerweise bereits Hörsystem-Erfahrung haben. Eine zweite Möglichkeit wäre, die Eingewöhnungszeit für die beiden Hörsystemklassen zu erweitern um so eine bessere Gewöhnung an die einzelnen Hörsysteme zu gewährleisten.

Die geringere Gesamt-Verbesserung des SNR mit Hörsystemversorgung bei höheren Störgeräuschen im Gegensatz zum unversorgten Zustand war zu erwarten, da mit den höheren Sprachpegeln der HV der geringgradig schwerhörigen Probandinnen und Probanden ausgeglichen wurde. Dies wurde auch schon in (Kollmeier, B. et al., 2011) beschrieben. Daher wäre es für die Überprüfung einer guten Hörsystemeinstellung bei geringgradig Schwerhörigen grundsätzlich wichtig, mit niedrigen Pegeln zu messen um so die größtmögliche Verbesserung zu messen. Diese Verbesserung liegt bei 45 dB mit 2,5 dB leicht über dem geforderten Wert von 2 dB. Bei höheren Lautstärken ist mit einer Verbesserung von 1,6 dB (55 dB) und 0,6 dB (65 dB) die Messungenauigkeit zu

hoch um eine fundierte Entscheidung für oder gegen eine Hörsystemversorgung treffen zu können (Abb. 8).

4.2 Mittelgradige Schwerhörigkeit

Bei den Probandinnen und Probanden, die eine mittelgradige Schwerhörigkeit aufweisen, führen die High-End-Hörsysteme bei einem Störgeräusch von 65 dB mit einer Verbesserung von 0,6 dB zu einem signifikant besseren Ergebnis als die Low-End-Systeme. Auch bei leiserem Störgeräusch hat das High-End-Hörsystem mit einer Verbesserung von 0,7 dB (45 dB) und 0,3 dB (55 dB) das bessere Ergebnis (Abb. 12). Auf Grund der hohen Streuung des unversorgten SNR dieser Proband/innen-Gruppe wäre gerade bei den mittelgradig Schwerhörigen eine Ausweitung der Studie nötig um einen signifikanten Unterschied nachzuweisen. Auch wenn man die Probanden nach ihrem unversorgten SNR ordnet, um so eine geringere Abweichung von den Verbesserungen zu erhalten, kann keine Verbesserung des Standardfehlers erreicht werden.

Durch die höhere Schwerhörigkeit wird der Nutzen der Hörsysteme bei allen Störgeräuschlautstärken besser. Die in der HilfsM-RL geforderten 2 dB Verbesserung werden von der mittelgradig schwerhörigen Gruppe bei 45 dB mit 7,8 dB weit übertroffen (Abb. 13), weshalb in der HilfsM-RL eine Verbesserung von mindestens 6 dB gefordert werden sollte. Eine höhere Verbesserung sollte nicht als Richtlinie vorgeschrieben werden, da die 7,8 dB einen Standardfehler von 1,6 dB aufweisen.

4.3 Hochgradige Schwerhörigkeit

Da in dieser Gruppe nur zwei Probanden waren, wurden deren Ergebnisse lediglich beschreibend ausgewertet. Bei einem Störgeräusch von 45 und 65 dB konnten die Probanden von dem High-End-Hörsystem gegenüber dem Low-End-Hörsystem profitieren (Abb. 17).

Bei 55 dB scheint das Low-End-Hörsystem besser zu sein. Durch die Anpassung nach NAL-NL 2 wurde die Verstärkung bei den Probanden stark erhöht, weshalb sie vermutlich eine längere Eingewöhnungszeit benötigt hätten als Ihnen aufgrund des Aufbaus der Studie zugestanden wurde. Ein Proband wurde zunächst mit High-End-Hörsystemen versorgt. Er konnte zwar eindeutig von den Hörsystemen profitieren, hatte sich aber nach einer Woche beim ersten OISa mit Hörsystemen noch nicht vollständig an die neue Einstellung gewöhnt. Da die Low-End-Hörsysteme mit der gleichen Frequenzanpassung eingestellt wurden, konnte der Proband sich eine weitere Woche an den Klangeindruck der Hörsysteme gewöhnen. Bei der zweiten OISa Messung mit Hörsystemen konnte er demnach einen besseren SNR erzielen als noch vorher bei der ersten Messung. Bei dem anderen Probanden wurden die Hörsysteme in der umgekehrten Reihenfolge angepasst und auch dieser Proband erzielte beim zweiten OISa mit Hörsystemen einen besseren SNR. Dies war sowohl bei 45 dB als auch bei 55 dB der Fall (siehe Tabelle 2). Bei 55 dB wurde der eben beschriebene Effekt sichtbar, da der erste Proband zwischen dem ersten und zweiten OISa mit Hörsystemen einen größeren Lerneffekt gezeigt hat als der zweite Proband.

Zusätzlich zum Lerneffekt konnte bei den Probanden ein eindeutiger Trainingseffekt beobachtet werden. Durch die mehrmalige Durchführung des OISa konnten die Probanden auch den Aufbau des Tests lernen, und konnten beim letzten Test einen besseren SNR erreichen. Dabei können die Unterschiede der Verbesserung des SNR bei den unterschiedlichen Störgeräuschlautstärken mit der Reihenfolge der Darbietung erklärt werden.

Bei den Messungen konnte bei einer späteren Darbietung eine Verbesserung in Abhängigkeit von der Reihenfolge beobachtet werden. Dabei konnte bei den später dargebotenen Störgeräuschen ein besseres Ergebnis erzielt werden (siehe Tab. 2).

Tab. 2: Lerneffekt von hochgradig Schwerhörigen beim OISa

Störgeräusch	Verbesserung SNR [dB]	Reihenfolge Darbietung	Verbesserung SNR [dB]	Reihenfolge Darbietung	Lerneffekt
	1.OISa		2.OISa		
Proband 1	High-End		Low-End		2.OISa-1.OISa
45 dB	23,5	3	24,7	3	1,2
55 dB	14	1	18,5	2	4,5
65 dB	7,3	2	5,8	1	-1,5
Proband 2	Low-End		High-End		
45 dB	20,4	1	21,8	2	1,4
55 dB	16,3	2	19,5	3	3,2
65 dB	7	3	7,6	1	0,6

Außerdem bestätigt sich die Aussage, dass die Verbesserung des SNR um 2 dB in diesem Bereich auf jeden Fall nicht ausreichend ist. Auch wenn dieser in einer weiteren Studie nochmals überprüft werden sollte um eine ausreichende Anzahl an Probandinnen und Probanden in dieser Gruppe zu gewährleisten. wäre bei hochgradig Schwerhörigen eine Verbesserung von etwa 20 dB anzustreben um ein gutes Sprachverstehen auch in leisen Situationen zu erreichen. Der Vorteil für hochgradig Schwerhörige konnte auch schon von (Kollmeier, B. et al., 2011) für eine größere Gruppe (n=8) bestätigt werden. Die aktuellen Hörsysteme können diese Verstärkung leisten und bringen den Probanden eine viel höhere Lebensqualität.

4.4 Gesamtvergleich

Die beste Gesamt-Verbesserung des SNR im OISa ergibt sich bei allen HV bei 45 dB. Dies ist auch schon in der Validierung des OISa beschrieben (Wagener, K. et al., 1999b) Allerdings wurden in der hier durchgeführten Studie die unterschiedlichen Schwerhörigkeitsgrade getrennt voneinander betrachtet. Hierbei zeigt sich, dass die anzustrebende Verbesserung des SNR von mehr als 2 dB bei den geringgradig Schwerhörigen eine gute Einteilung ist. Für mittelgradig und hochgradig Schwerhörige liegt dieser Wert aber wie schon in Kapitel 3.2.3 und 3.3.3 beschrieben viel zu niedrig. Die Verbesserung betrug im Durchschnitt 7,8 dB bei mittelgradig Schwerhörigen und über 20 dB bei hochgradig Schwerhörigen bei 45 dB (siehe Abb. 24).

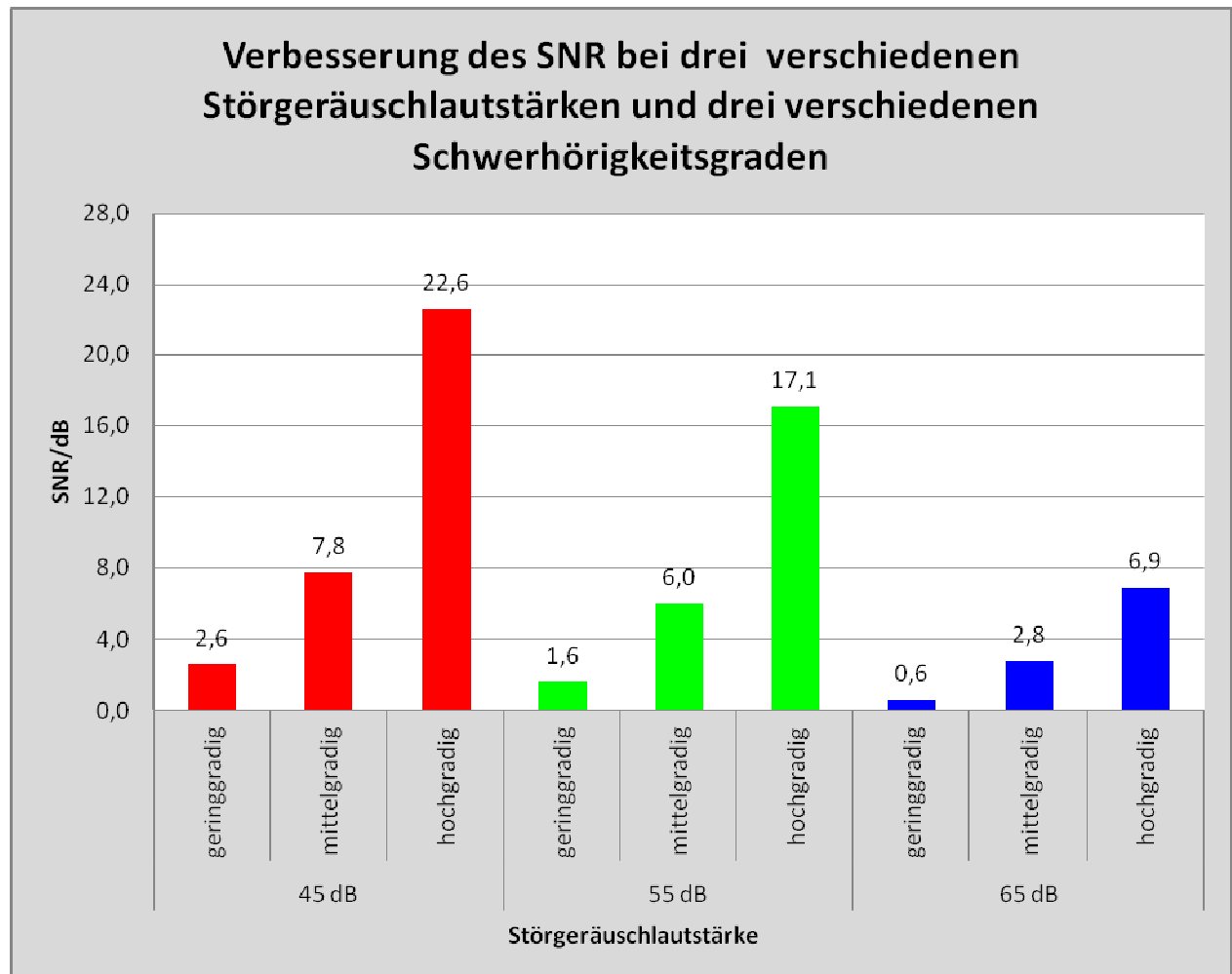


Abb. 24: Die Verbesserung des SNR in Abhängigkeit vom Störgeräusch und vom Grad der Schwerhörigkeit. Die Verbesserung des SNR liegt bei geringgradig schwerhörigen nahe an den Forderungen der HilfsM-RL (2 dB Verbesserung bei 45 dB), bei den mittel- und hochgradig Schwerhörigen ist dieser Wert vor allem bei 45 dB sehr viel höher und sollte daher auch in der HilfsM-RL beachtet werden.

Bei Betrachtung der Unterschiede zwischen den beiden Höreräteklassen zeigt sich bei einer Gesamtauswertung aller Gruppen bei einem Störgeräuschpegel von 65 dB mit 0,6 dB der größte Unterschied (siehe Abb. 22). Die High-End-Hörsysteme bringen den Probandinnen und Probanden einen Vorteil gegenüber den Low-End-Hörsystemen. Dies ist zum einen auf die genauere Frequenzanpassung der High-End-Hörsysteme durch die höhere Anzahl an Kanälen und zum zweiten auf die bessere Signalverarbeitung durch die zusätzlichen *Features* der High-End-Hörsysteme zurückzuführen. Da eine Lautstärke von 65 dB in Alltagssituationen am häufigsten vertreten ist, sollte die

große Verbesserungsmöglichkeit des SNR wie bereits erwähnt auch in der HilfsM-RL berücksichtigt werden.

Bei den leisen Störgeräuschen (45, 55 dB) war der Unterschied der beiden Höreräteklassen geringer. Da der SNR der hochgradig Schwerhörigen bei einem Störgeräusch von 45 dB nicht vom Störgeräusch, sondern von der Hörschwelle abhängt, ist hier die Streuung des unversorgten SNR viel größer als bei 65 dB. Dieser Effekt tritt auch bei einer Störgeräuschlautstärke von 55 dB in abgeschwächter Form auf. Die Streuung der Verbesserung des SNR wird bei niedrigen Störgeräuschpegeln, wie in Tabelle 3 zu sehen, größer und ist damit nicht mehr so aussagekräftig wie bei 65 dB. In den einzelnen Gruppen ist die Bewertung bei 45 dB aber weiterhin sinnvoll, da hier der größte Unterschied zum unversorgten Zustand gemessen werden kann. Wie schon in der Studie von Stephan, K et al, 2004 nachgewiesen werden konnte, beeinflusst die Störgeräuschlautstärke den SNR, wenn das Störgeräusch 20 dB lauter als der mittlere HV ist. Dies ist bei allen Lautstärken nicht der Fall, so dass bei den hochgradig Schwerhörigen auch bei einem Störgeräusch von 65 dB vor allem der Sprachpegel den SNR beeinflusst.

Tab. 3: Vergleich des Sprachpegels und des SNR

	Proband A			Proband B		
Störgeräusch / dB	45	55	65	45	55	65
unversorgter SNR /dB	-3,1	-3,6	-4,4	29,9	21,3	9,8
Sprachpegel / dB	41,9	51,4	60,6	74,9	76,3	74,8

4.5 Auswirkungen der Studie

Zusätzlich zu den in dieser Studie gemessenen Unterschieden können die Schwerhörigen mit den High-End Hörsystemen ein noch besseres Sprachverständnis erreichen, wenn sie weitere *Features* der Hörsysteme nutzen.

Zum einen gibt es die Möglichkeit die Hörsysteme mit dem Telefon/ Smartphone zu verbinden, wobei das Gespräch in beide Hörsysteme übertragen wird und so eine Unabhängigkeit von der Umgebung geschaffen wird. Eine andere

Möglichkeit wird durch zusätzliche Mikrofone, welche vom Gesprächspartner getragen werden, geschaffen. Hierbei wird der SNR durch die Frequenzmodulation-Übertragung positiv beeinflusst, weil nur der Abstand des Gesprächspartners zum Mikrofon den SNR beeinflusst und nicht der Abstand zum Schwerhörigen. Dabei sollte die Zusatzbohrung, welche die Vorteile der Features beeinflusst, so klein wie möglich gewählt werden um eine möglichst große Unabhängigkeit vom Störgeräusch zu erhalten.

In bisherigen Studien wurde bisher kein Vorteil der High-End-Hörsysteme nachgewiesen. Abgesehen von der Richtmikrofoncharakteristik, die auch in den Low-End-Hörsystemen vorhanden ist, konnten keine weiteren *Features* einen Vorteil für das Verstehen im Störgeräusch geben (Bentler, R et al., 2008; Hu, Y et al., 2007; Nordrum, S et al., 2006; Ricketts and Hornsby, 2005). In dieser Studie konnte erstmals eine Verbesserung des SNR mit High-End-Hörsystemen nachgewiesen werden, welche durch eine Ausweitung der Studie verifiziert werden kann.

So können viele Kunden von einem High-End-Hörsystem profitieren, wenn der Nutzen dieser Hörsysteme im Störgeräusch nachgewiesen wurde. Würde auch mit dem Low-End-Hörsystem die gleiche Verbesserung des SNR erzielt werden, müsste die Krankenkasse das High-End-Hörsystem nicht übernehmen (SGB V, 2014). Für die Hörgeräteakustiker ergibt sich daraus die Möglichkeit mit den Krankenkassen auch High-End-Hörsysteme abrechnen zu können. Um dieses zu erreichen müssen zunächst die Verträge mit den Krankenkassen gekündigt werden um bei einer neuen Verhandlung über die Verträge mit den Krankenkassen höhere Preise für die High-End-Versorgung auszuhandeln. Durch die Vorteile der Digitaltechnik, die aber noch nicht in allen Bereichen nachgewiesen wurden, können die Schwerhörigen von den High-End-Hörsystemen profitieren. Dieser Nachweis konnte mit dieser Studie erstmalig geschaffen werden. Im Moment bestehen die Krankenkassen auch bei einer offensichtlichen Verbesserung des Sprachverstehens mit einem High-End-Hörsystem darauf, dass der Hörgeräteakustiker die High-End-Hörsysteme für die Krankenkassenleistung abgeben muss. Dies würde aber innerhalb von kürzester Zeit zu einem Zusammenbruch der Versorgung führen, wenn ein High-End-Hörsystem nicht mehr mit einem Eigenanteil abgerechnet werden könnte.

Die Hörgeräteakustiker müssten die Hörsysteme unter dem Einkaufspreis an die Versicherten abgeben, so dass eine High-End-Versorgung für die Hörgeräteakustiker nicht wirtschaftlich wäre. Daher müssen hier die Verträge zwischen den Hörgeräteakustikern und den Krankenkassen erneuert werden, in denen eine Regelung über die Anpassung von High-End-Hörsystemen geregelt wird.

Durch die in dieser Studie nachgewiesene Tendenz einer besseren Versorgung mit High-End-Hörsystemen, müssten die Krankenkassen nach (SGB V, 2014) SGB V die Kosten für eine Versorgung mit High-End-Hörsystemen komplett übernehmen. Die Versicherten haben ein Anrecht auf einen Ausgleich der Behinderung. Die Höhe der Kosten ist hier nicht relevant. Wenn mit einem Hörsystem in einer alltäglichen Situation ein Vorteil erreicht wird, muss die Krankenkasse die Kosten für die Versorgung übernehmen.

Bei den geringgradig Schwerhörigen kann dieser Vorteil nur in lauterem Störgeräusch nachgewiesen werden (Abb. 7), Daher sollte eine Messung im Störgeräusch bei 65 dB für die Validierung eines High-End-Hörsystems bei einer geringgradigen HV hinzugezogen werden. Diese Messung muss mit einem Test durchgeführt werden, der für diese Situationen auch validiert ist. Um auch einen geringen Unterschied nachzuweisen ist hier ein Satztest empfehlenswert um eine größtmögliche Anzahl an Wörtern zu erreichen, da sonst eine viel zu große Ungenauigkeit der Messung den Vorteil der High-End-Hörsysteme nicht widerspiegeln (Kollmeier, B. et al., 2011).

Die High-End-Hörsysteme können den Probandinnen und Probanden in geräuschvollen Umgebungen helfen, so dass sie trotz der Hörstörung einen besseren SNR erreichen als mit Low-End-Hörsystemen. Der Unterschied ist mit 0,6 dB bei einem Störgeräusch von 65 dB zwar gering, beachtet man aber die Diskriminationssteigerung des Tests (Wagener, K. et al., 1999c), kann eine Verbesserung der Diskrimination von über 10 % erwartet werden, so dass ein um 10 % verbessertes Sprachverstehen bei gleichem Störgeräusch erreicht wird.

5 Fazit

Durch die Studie konnte eine Verbesserung mit High-End-Hörsystemen gegenüber Low-End-Hörsystemen nachgewiesen werden. Der Vorteil ist bei allen Schwerhörigkeitsgraden erkennbar. Der Unterschied ist bei 65 dB Störgeräuschlautstärke am größten, so dass davon auszugehen ist, dass die *Features* der High-End-Hörsysteme in lauter Umgebung den Schwerhörigen ein besseres Verstehen ermöglichen.

Die Anforderungen der HilfsM-RL sind für geringgradig Schwerhörige in Bezug auf den OISa ausreichend, müssen aber bei mittel- und hochgradig Schwerhörigen angepasst werden. Bei den stärkeren HV muss die Verbesserung auf 6 dB (mittelgradig) und ca. 20 dB (hochgradig) angepasst werden. Hierbei ist vor allem bei hochgradig Schwerhörigen auf eine ausreichende Verstärkung zu achten, da diese erheblich von Hörsystemen profitieren können.

Der Unterschied zwischen einer Hörsystemversorgung und keiner Versorgung ist bei einem leisen Störgeräusch am größten. Allerdings ist der Unterschied zwischen den Höreräteklassen bei einem Störgeräusch von 65 dB am größten.

Eine Einteilung der Probandinnen und Probanden nach dem unversorgten SNR bringt in dieser Studie keinen Vorteil oder ein genaueres Ergebnis. Somit ist weiter die Einteilung der WHO eine gute Möglichkeit die Schwerhörigkeitsgrade zu unterscheiden.

Es müssen weitere Studien zum Verstehen im Störgeräusch durchgeführt werden um den Vorteil der High-End-Hörsysteme signifikant nachzuweisen zu können und um damit eine Grundlage für weitere Verhandlungen zur Kostenübernahme von High-End-Hörsystemen mit den Krankenkassen zu ermöglichen. Ein erster Ansatz dafür kann diese Studie sein.

6 Literatur

Bangert, H. ((1980)) 'Probleme bei der Ermittlung des Diskriminationsverlustes nach dem Freiburger Sprachtest.', *Audiol Akustik* 19: 166-170.

Bentler, R et al. (2008) 'Digital noise reduction: outcomes from laboratory and field studies', *International journal of audiology*, vol. 47, no. 8, pp. 447–460.

Boymans, M. et al. (2000) 'Field trials using a digital hearing aid with active noise reduction and dual-microphone directionality', *Audiology : official organ of the International Society of Audiology*, vol. 39, no. 5, pp. 260–268.

Brons, I., Houben, R. and Dreschler, W. A. (2014) 'Effects of noise reduction on speech intelligibility, perceived listening effort, and personal preference in hearing-impaired listeners', *Trends in hearing*, vol. 18.

Crukley, J et al. (2014) 'The effects of digital signal processing features on children's speech recognition and loudness perception', *American journal of audiology*, vol. 23, no. 1, pp. 99–115.

Gemeinsamer Bundesausschuss (2014) *Hilfsmittel-Richtlinie* (HilfsM-RL).

Hahn, F. (2012) 'Freiburger reloaded'.

Hu, Y et al. (2007) 'A comparative intelligibility study of single-microphone noise reduction algorithms', *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 122, no. 3, p. 1777.

Keidser, G., Dillon, H., Carter, L. and O'Brien, A. (2012) 'NAL-NL2 empirical adjustments', *Trends in amplification*, vol. 16, no. 4, pp. 211–223.

Kollmeier, B. et al. (2011) 'Indication for and verification of hearing aid benefit using modern methods of speech audiometry in German', *HNO*, vol. 59, no. 10, pp. 1012–1021.

Nordrum, S et al. (2006) 'Comparison of performance on the hearing in noise test using directional microphones and digital noise reduction algorithms', *American journal of audiology*, vol. 15, no. 1, pp. 81–91.

Ricketts, T. and Hornsby, B. (2005) 'Sound quality measures for speech in noise through a commercial hearing aid implementing digital noise reduction', *Journal of the American Academy of Audiology*, vol. 16, no. 5, pp. 270–277.

(2014) *Sozialgesetzbuch V* (SGB V).

- Stephan, K et al (2004) *Oldenburger Satztest: Verwendung zur Erfolgskontrolle nach Versorgung mit Hörgeräten*.
- Sukowski, H. et al. (2008) 'Vergleich des Freiburger Sprachtests mit moderneren Sprachtestverfahren im Rahmen der Begutachtung beruflicher Lärmschwerhörigkeit', 39. *DGMP Tagung 2008 in Oldenburg*.
- Wagener, K. et al. (1999a) 'Entwicklung und Evaluation eines Satztestes für die deutsche Sprache: Teil I: Design des Oldenburger Satztestes', *Zeitschrift für Audiologie*, no. 1, pp. 4–15.
- Wagener, K. et al. (1999b) 'Entwicklung und Evaluation eines Satztestes für die deutsche Sprache Teil II: Optimierung des Oldenburger Satztestes', *Zeitschrift für Audiologie*, no. 38, pp. 44–56.
- Wagener, K. et al. (1999c) 'Evaluation des Oldenburger Satztest', *Zeitschrift für Audiologie*, no. 38, pp. 86–95.
- Wagener, K. et al. (2004) 'Sprachtests für Kinder in Ruhe und im Störgeräusch', *DGA Jahrestagung*.
- Wedel, H. von (1986) 'Untersuchungen zum Freiburger Sprachtest - Vergleichbarkeit der Gruppen im Hinblick auf Diagnose und Rehabilitation (Hörgeräteanpassung und Hörtraining).', *Audiol Akustik* 25: 60-73.
- WHO (1991) 'WHO_PDH_91.1'.

7 Danksagung

Ich möchte zunächst Frau Prof. Dr. Annette Limberger für die gute Betreuung und die etlichen Hilfen zur Anfertigung dieser Arbeit danken. Nicht zuletzt für die Korrektur und Bewertung dieser Arbeit.

Ich bedanke mich bei Benjamin Lanzinger für die Übernahme der Zweitkorrektur.

Ein großer Dank gilt allen Probandinnen und Probanden, die ihre Zeit geopfert haben und diese Studie möglich gemacht haben. Auch wenn einige nicht an der Studie teilnehmen konnten, möchte ich mich bei Ihnen auch für Ihre Bereitschaft, die Forschung zu unterstützen, bedanken.

Ein ganz großer Dank geht an Katharina Frey, die die Studie mit mir zusammen durchgeführt hat. Ohne sie wäre es die doppelte Arbeit gewesen.

Außerdem danke ich der Hansaton Akustik GmbH, die uns die Hörsysteme zur Verfügung gestellt hat und bei allen unseren Fragen ein offenes Ohr hatten. Ein weiterer Dank gilt dem Otoplastiklabor Audia Akustik GmbH, die alle Ex-Hörer-Otoplastiken geliefert haben.

Ein ganz besonderer Dank gilt meiner Frau, die mich unermüdlich ermuntert hat, diese Arbeit weiter zu verfeinern und sie wiederholt Korrektur gelesen hat. Ich hätte für die Anfertigung dieser Arbeit ohne ihre Unterstützung vermutlich länger gebraucht.

8 Anhang

Fragebogen Telefonat

Name, Vorname

Telefonnummer

Tragen Sie schon Hörgeräte?

Ja

Nein



Welche HG:

Waren Sie schon beim HNO/Hörtest?

Ja

Nein

bestätigter Hörverlust:

Ja

Nein

Firma:

Verordnung:

Ja

Nein

Bauart:

Modell:

Alter:

Mitteilung: 4 Termine innerhalb von ca. 4 Wochen

Patienteninformation

Sehr geehrte Patientin,
sehr geehrter Patient,



zunächst möchten wir uns bei Ihnen für Interesse an unserer Studie zum Thema "Validierung der Hörsystemanpassung in Abhängigkeit der Hörminderung" bedanken. Das Ziel unserer Arbeit ist es, eine Leitlinie zu entwickeln welche bei der Validierung der Hörsystemanpassung den Grad der Hörminderung berücksichtigt.

Für die Durchführung der Anamnese, der Eingangsmessungen und der Hörsystemanpassungen benötigen wir für jeden Patienten 4 Termine an der Hochschule welche sich auf 5 Wochen erstrecken werden. An den jeweiligen Terminen werden wir nach der Erhebung der Anamnese jedem Patienten jeweils 2 Hörsysteme nach den neuesten wissenschaftlichen Methoden individuell anpassen. Jedes der beiden Geräte werden sie 1 Woche in ihrem privaten Umfeld zur Probe tragen, bevor sie ihre Erlebnisse während dieser Woche mittels eines Fragebogens bewerten und wir ihre Sprachverständlichkeit eingehend überprüfen. **Falls es Ihnen nicht möglich sein sollte wöchentlich zu den Anpassungen und Messungen an die Hochschule zu kommen bitten wir sie darum uns dies vor Beginn dieser mitzuteilen. Vielen Dank!**

Einverständniserklärung zur Datenerhebung

Hiermit bestätige ich der Hochschule Aalen, Studiengang Augenoptik und Hörakustik, dass ich damit einverstanden bin dass Daten welche für die Auswertung der Studie relevant sind erhoben werden dürfen. Die Daten werden ausschließlich in anonymisierter bzw. pseudonymisierter Form zu Auswertung verwendet und weder in anonymisierter noch pseudonymisierter Form an Dritte weitergegeben werden. Ferner bestätige ich, dass ich darüber informiert wurde, dass die Teilnahme an der Studie auf freiwilliger Basis geschieht und weder materiell noch finanziell vergütet wird, sowie dass die individuell angefertigten Ohrpassestücke Eigentum der Hochschule Aalen bleiben und zu keinem Zeitpunkt in den Besitz des Patienten übergehen.

Mit meiner Unterschrift bestätige ich die Patienteninformation ausführlich gelesen zu haben und ich mit der darin geschilderten Durchführung der Studie einverstanden bin. Ferner bestätige ich, dass die Daten zur Hörsystemanpassung ausschließlich der Auswertung der Studie dienen und Eigentum der Hochschule Aalen bleiben.

Unterschrift Patient

Anamnesefragebogen

Lieber Patient, liebe Patientin!

Es freut uns, Sie an der Hochschule Aalen begrüßen zu dürfen. Wir bitten Sie diesen Fragebogen so genau wie möglich auszufüllen, damit wir Ihr Hörvermögen bestmögliche untersuchen und versorgen können. Vielen Dank schon einmal im Voraus für die Mitarbeit bei unsere Hörstudie.

Alle Daten werden selbstverständlich anonymisiert ausgewertet und nicht an Dritte weitergeben.

1. Vor- und Nachname: _____

Alter: _____

Geschlecht: ☐ männlich ☐ weiblich

2. Seit wann haben Sie das Gefühl schlechter zu hören bzw. seit wann tragen Sie Hörsysteme?

☐ Ich habe noch nie Hörsysteme getragen ☐ Ich trage

bereits Hörsysteme

☐ seit einem Jahr ☐ seit ca. 2-3 Jahren ☐ seit ca. 5 Jahren ☐ länger als 5 Jahre

3. Wann war Ihr letzter Besuch beim HNO Arzt?

☐ < 1 Jahr ☐ 1-2 Jahre ☐ 3-4 Jahre ☐ > 4 Jahre

4. In welchen Hörsituationen befinden Sie sich überwiegend?

☐ ruhige Umgebung (geschlossene Räume) ☐ laute Umgebung (im Freien) ☐

ruhige Umgebung, Gespräch mit einer Person

☐ laute Umgebung, Gespräch mit einer Person ☐ ruhige Umgebung, Gespräch mit mehreren Personen (Büro)

☐ laute Umgebung, Gespräch mit mehreren Personen (Großraumbüro)

5. Welchen Beruf üben Sie aus?

☐ Waren Sie starkem Lärm ausgesetzt? Wenn ja, wie lange täglich

6. Welche Hobbies haben Sie?

7. Treten oder traten bei Ihnen folgende Ohrbeschwerden auf?

☐ Ohrgeräusche, welche _____

☐ Mittelohrentzündungen ☐ Trommelfellperforation

☐ Schwindelprobleme, welche _____

☐ Hörsturz

8. Allgemeiner Gesundheitszustand:

Viele Krankheiten haben Einfluss auf das Hörorgan, deshalb einige Fragen hierzu.

Haben Sie oder hatten Sie?

☐ Zuckerkrankheit (Diabetes)

☐ Schlaganfall

☐ Rheuma

☐ hohen Blutdruck (Hypertonie)

☐ Herzerkrankungen

☐ bösartige Erkrankung

☐ Schilddrüsen-Erkrankungen

☐ Allergien

☐ Gefäßerkrankungen

☐ Multiple Sklerose

☐ Kopfschmerzen

☐ Migräne

☐ sonstige Allgemeinerkrankungen, und zwar: _____

9. Nehmen Sie Medikamente ein?

☐ ja, und zwar: _____ ☐ nein

10. Gesundheitszustand Ihrer Ohren:

Haben oder hatten Sie:

☐ Ohrverletzungen, -krankheiten oder -operationen, und

zwar: _____

☐ Probleme beim Hören

☐ Können sie die Richtung aus der sie angesprochen werden lokalisieren?

☐ plötzlicher Hörverlust

11. Gesundheitsbezogene Familiengeschichte:

Gibt es Personen in Ihrer Familie, die folgende Erkrankungen hatten oder haben bzw. von einer Hörminderung betroffen?

☐ Diabetes

☐ Hörminderung

☐ Bluthochdruck

☐ Erkrankungen am Ohr

Herzlichen Dank!

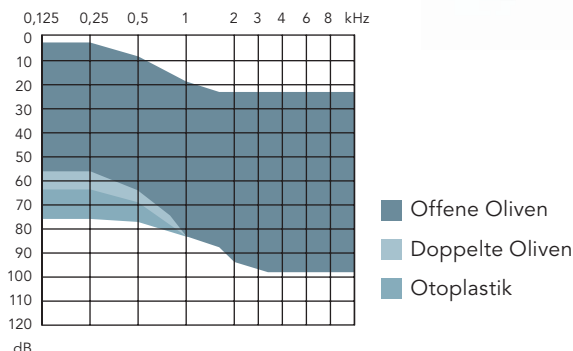
ANTARO X-Micro (mit M-Hörer)



Kurzbeschreibung

- Extrem kleines Design Hörsystem mit Außenhörer
- Mit XearA technology
- Geeignet für verschiedenste Hörverluste
 - Leichte bis mittelstarke Hörverluste (S-Hörer)
 - Mittelstarke bis starke Hörverluste (M-Hörer)
 - Starke Hörverluste (P-Hörer)
 - Hochgradige Hörverluste (HP-Hörer)
- Hightech Signalverarbeitung in 40 Kanälen
- 18 voll programmierbare Kanäle (Verstärkung/AGC) zur optimalen Ausnutzung des Restdynamikbereichs
- Frequenzkompression zur Verbesserung des Sprachverstehens und der Wahrnehmung von Umgebungsgläuschen – Sound Restore
- Verarbeitung bis 10 kHz - Real HiFi
- Erweiterter Acclimatization Manager zur optimalen automatischen Annäherung an den Zielfrequenzgang
- Erweiterter Situation Optimizer zur automatischen Frequenzganganpassung bei wechselnden akustischen Umgebungen
- Neue Anpass-Philosophien für optimales Verstehen bei höchster Akzeptanz – XpressFit
- InSitu Audiometrie zur Messung des individuellen Hörverlustes mit dem aktuell verwendeten Hörsystem – schnell und individuell
- Innovative Regelsysteme für Spracherkennung, Störschallreduzierung und die revolutionäre directionale Mikrofon-einheit – Conversation Lift/Automatic Speech Beam
- Technologischer Meilenstein zur Unterdrückung von Rückkopplungen – Feedback X
- 6 Programme
- Anpassung mit CONNEXX/HANSAFIT ab Version 7.0

Anpassbereich



L_{Amax}/V_{max}

108/45	113/55	118/60	124/65
--------	---------------	--------	--------

Technische Ausprägung

Anpassung:	Computer (10er Batterieadapter)
Kanäle (G/AGC):	18/18
Anzahl Programme:	6
Anzahl Mikrofone:	2
VC:	nein
Programmtaster:	ja
Audioeingang:	nein

Bauartprüfung

DHI-Bauartnr. 4872

Optionen

- Color Exchange Kits

Zubehör

- HADEO-Pflegeserie
- Verschiedene Außenhörer (miniReceiver 2.0)
- Verschiedene Oliven (Domes)
- Mic Cover Exchange Kit

ANTARO X-Micro (mit M-Hörer)

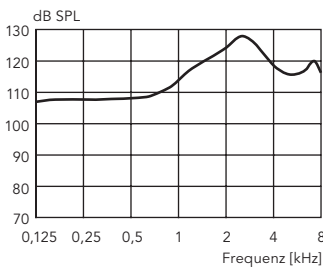
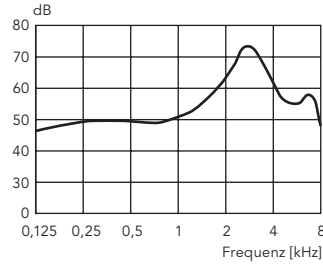
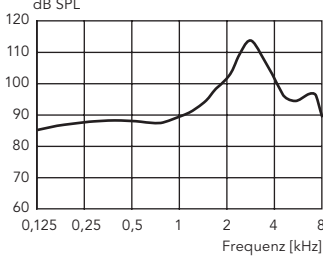
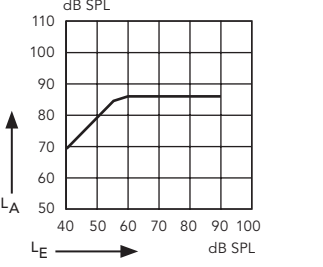
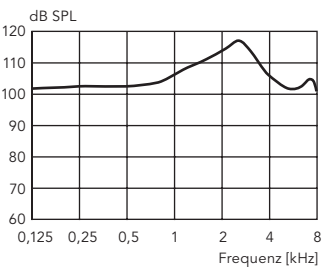
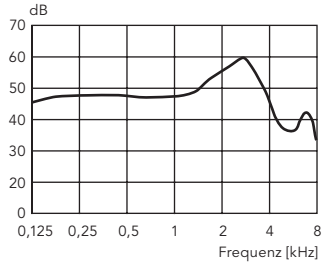


Messeinstellung

Falls bei den einzelnen Diagrammen nicht anders angegeben,
gelten die folgenden Einstellungen:
Adaptive Parameter: **aus**
Maximale Verstärkung (entspricht CONNEXX Testeinstellung)

Verwendete Normen

Ohrsimulatormessung **EN 60118-0: 1994**
2ccm-Kuppler-Messung **EN 60118-7: 2005**
ANSI-Standard (S3.22-2003)

Ohr-Simulator EN 60118-0: 1994	Technische Daten		2ccm-Kuppler ANSI-Standard (S3.22-2003) / EN 60118-7: 2005
Max. Ausgangsschalldruckpegel OSPL 90 	Ausgangsschalldruckpegel [dB SPL]		
	125 123 —	Scheitelwert 2500 Hz Mittelwert	113 — 106
	Verstärkung [dB] input: 50 dB SPL		
	67 63 — 47	Scheitelwert 2500 Hz Mittelwert Bezugsprüfverstärkung	55 — 47 29
Max. akustische Verstärkung 	Frequenzbereich [Hz]		
	110 8.300	untere Grenzfrequenz obere Grenzfrequenz	100 8.100
	Totale harmonische Verzerrungen [%]		
	2,0 3,0 2,0	500 Hz 800 Hz 1600 Hz	1,5 2,0 1,5
Norm. akustische Wiedergabe- kurve 	Äquivalentes Eigenrauschen [dB]		
	16		22
	Hörspulenempfindlichkeit [dB SPL]		
	— — — — —	Scheitelwert 2500 Hz MASL (60118-7) ETLS (60118-7) HFA-SPLITS (ANSI)	— — — — —
Stationäres Eingangs-Ausgangs- verhalten der AGC 	Totale harmonische Verzerrungen der Hörspule [%] Eingang: 100mA/m		
	— — —	500 Hz 800 Hz 1600 Hz	— — —
	Batterietyp		
	10		10
Max. Ausgangsschalldruckpegel OSPL 90 	Batteriespannung [Volt]		
	1,35		1,35
	Batteriestromverbrauch [mA]		
	0,9		0,9
Max. akustische Verstärkung 	Eingangsempfindlichkeit des Audioeingangs [mV]		
	—		—
	AGC-O Einschwing- und Ausschwingzeit [ms]		
	— —	Einschwingzeit Ausschwingzeit	10 100

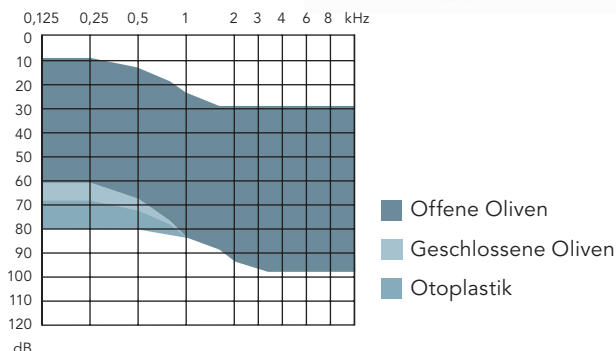
LINNEA X-Mini (mit M-Hörer)



Kurzbeschreibung

- Elegante Design Hörsysteme mit Außenhörer in der Economy Class
- Geeignet für verschiedenste Hörverluste
 - Leichte bis mittelstarke Hörverluste (S-Hörer)
 - Mittelstarke bis starke Hörverluste (M-Hörer)
 - Starke Hörverluste (P-Hörer)
 - Hochgradige Hörverluste (HP-Hörer)
- Hightech Signalverarbeitung in 16 Kanälen
- 8 voll programmierbare Kanäle (Verstärkung/AGC) zur optimalen Ausnutzung des Restdynamikbereichs
- Bi-Com zur binauralen Synchronisation der Hörsysteme
- Neue Anpass-Philosophien für optimales Verstehen bei höchster Akzeptanz
- InSitu Audiometrie zur Messung des individuellen Hörverlustes mit dem aktuell verwendeten Hörsystem – schnell und individuell
- Innovative Regelsysteme für Spracherkennung, Störschallreduzierung und die direktionale Mikrofoneinheit
- Technologischer Meilenstein zur Unterdrückung von Rückkopplungen
- 5 Programme
- Programmierbarer Wippschalter (VC, Programmtaster)
- Telefonspule
- Anpassung mit CONNEXX/HANSAFIT ab Version 7.2
- Kabellose Programmierung mit ConnexxLink ergänzend zu HI-PRO und NOAHLink möglich

Anpassbereich



L_{Amax}/V_{max}

108/45	118/60	124/70	130/75
--------	---------------	--------	--------

Technische Ausprägung

Anpassung:	Computer (312er Batterieadapter)
Kanäle (G/AGC):	8/8
Anzahl Programme:	5
Anzahl Mikrofone:	2
VC:	ja (Wippschalter)
Programmtaster:	ja (Wippschalter)
Audioeingang:	nein

Bauartprüfung

DHI-Bauartnr. 5583

Optionen

- Color Exchange Kits

Zubehör

- Verschiedene Fernbedienungen
- HADEO-Pflegeserie
- Verschiedene Außenhörer (miniReceiver 2.0)
- Verschiedene Oliven (Click Domes)
- Mic Cover Exchange Kit

LINNEA X-Mini (mit M-Hörer)

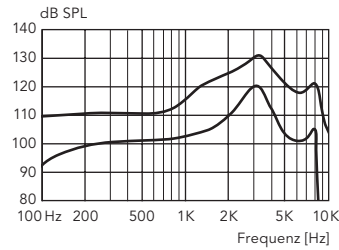
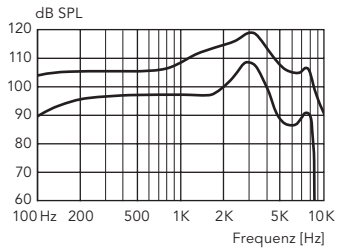
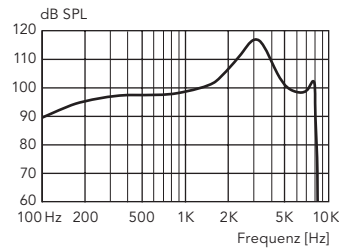
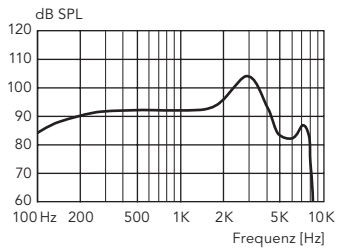
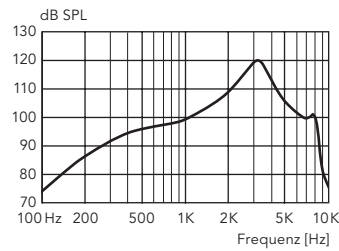
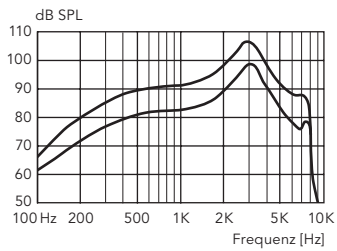
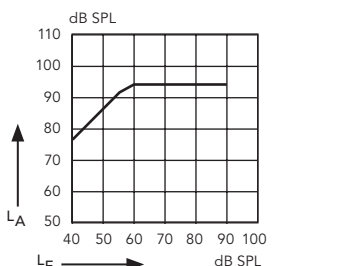


Messeinstellung

Falls bei den einzelnen Diagrammen nicht anders angegeben,
gelten die folgenden Einstellungen:
Adaptive Parameter: **aus**
Maximale Verstärkung (entspricht CONNEXX Testeinstellung)

Verwendete Normen

Ohrsimulatormessung **EN 60118-0: 1994**
2ccm-Kuppler-Messung **EN 60118-7: 2005**
ANSI-Standard (S3.22-2003)

Ohr-Simulator EN 60118-0: 1994	Technische Daten		2ccm-Kuppler ANSI-Standard (S3.22-2003) / EN 60118-7: 2005															
Max. Ausgangsschalldruckpegel OSPL 90/Max. akustische Verstärkung 	Ausgangsschalldruckpegel [dB SPL] <table><tr><td>129</td><td>Scheitelwert</td><td>118</td></tr><tr><td>126</td><td>2500 Hz</td><td>-</td></tr><tr><td>-</td><td>Mittelwert</td><td>113</td></tr></table>		129	Scheitelwert	118	126	2500 Hz	-	-	Mittelwert	113	Max. Ausgangsschalldruckpegel OSPL 90/Max. akustische Verstärkung 						
129	Scheitelwert	118																
126	2500 Hz	-																
-	Mittelwert	113																
Norm. akustische Wiedergabekurve 	Verstärkung [dB] input: 50 dB SPL <table><tr><td>70</td><td>Scheitelwert</td><td>60</td></tr><tr><td>66</td><td>2500 Hz</td><td>-</td></tr><tr><td>-</td><td>Mittelwert</td><td>50</td></tr><tr><td>52</td><td>Bezugsprüfverstärkung</td><td>36</td></tr></table>		70	Scheitelwert	60	66	2500 Hz	-	-	Mittelwert	50	52	Bezugsprüfverstärkung	36	Norm. akustische Wiedergabekurve 			
70	Scheitelwert	60																
66	2500 Hz	-																
-	Mittelwert	50																
52	Bezugsprüfverstärkung	36																
Norm. Wiedergabekurve der Hörschleife 	Frequenzbereich [Hz] <table><tr><td>125</td><td>untere Grenzfrequenz</td><td>100</td></tr><tr><td>8.500</td><td>obere Grenzfrequenz</td><td>8.500</td></tr></table>		125	untere Grenzfrequenz	100	8.500	obere Grenzfrequenz	8.500	Norm. Wiedergabekurve der Hörschleife/SPLITS Kurve 									
125	untere Grenzfrequenz	100																
8.500	obere Grenzfrequenz	8.500																
	Totale harmonische Verzerrungen [%] <table><tr><td>1,0</td><td>500 Hz</td><td>1,0</td></tr><tr><td>2,0</td><td>800 Hz</td><td>1,0</td></tr><tr><td>1,0</td><td>1600 Hz</td><td>1,0</td></tr></table>		1,0	500 Hz	1,0	2,0	800 Hz	1,0	1,0	1600 Hz	1,0							
1,0	500 Hz	1,0																
2,0	800 Hz	1,0																
1,0	1600 Hz	1,0																
	Äquivalentes Eigenrauschen [dB] <table><tr><td>14</td><td></td><td>19</td></tr></table>		14		19													
14		19																
	Hörschleifenempfindlichkeit [dB SPL] <table><tr><td>121</td><td>Scheitelwert</td><td>-</td></tr><tr><td>116</td><td>2500 Hz</td><td>-</td></tr><tr><td>-</td><td>MASL (60118-7)</td><td>81</td></tr><tr><td>-</td><td>ETLS (60118-7)</td><td>-1</td></tr><tr><td>-</td><td>HFA-SPLITS (ANSI)</td><td>86</td></tr></table>		121	Scheitelwert	-	116	2500 Hz	-	-	MASL (60118-7)	81	-	ETLS (60118-7)	-1	-	HFA-SPLITS (ANSI)	86	
121	Scheitelwert	-																
116	2500 Hz	-																
-	MASL (60118-7)	81																
-	ETLS (60118-7)	-1																
-	HFA-SPLITS (ANSI)	86																
	Totale harmonische Verzerrungen der Hörschleife [%] Eingang: 100mA/m <table><tr><td>1,0</td><td>500 Hz</td><td>-</td></tr><tr><td>2,0</td><td>800 Hz</td><td>-</td></tr><tr><td>3,0</td><td>1600 Hz</td><td>-</td></tr></table>		1,0	500 Hz	-	2,0	800 Hz	-	3,0	1600 Hz	-							
1,0	500 Hz	-																
2,0	800 Hz	-																
3,0	1600 Hz	-																
	Batterietyp <table><tr><td>312</td><td></td><td>312</td></tr></table>		312		312													
312		312																
	Batteriespannung [Volt] <table><tr><td>1,35</td><td></td><td>1,35</td></tr></table>		1,35		1,35													
1,35		1,35																
	Batteriestromverbrauch [mA] <table><tr><td>1,0</td><td></td><td>1,0</td></tr></table>		1,0		1,0													
1,0		1,0																
	Eingangsempfindlichkeit des Audioeingangs [mV] <table><tr><td>-</td><td></td><td>-</td></tr></table>		-		-													
-		-																
	AGC-O Einschwing- und Ausschwingzeit [ms] <table><tr><td>-</td><td>Einschwingzeit</td><td>10</td></tr><tr><td>-</td><td>Ausschwingzeit</td><td>100</td></tr></table>		-	Einschwingzeit	10	-	Ausschwingzeit	100	Stationäres Eingangs-Ausgangsverhalten der AGC 									
-	Einschwingzeit	10																
-	Ausschwingzeit	100																